

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

**Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів**

«До захисту допущено»

В.о.завідувача кафедри

_____ В.В. Шевченко

«___»___червня___2019_р.

**Дипломний проект
на здобуття ступеня бакалавра
з напрямку підготовки 6.051003 «Приладобудування»
на тему: «Рентгенодіагностична система»**

Виконав (-ла):

студент (-ка) IV курсу, групи ПБз-51

Богачук Дмитро Олександрович _____

Керівник:

Терещенко М.Ф., доцент, кандидат технічних наук _____

Рецензент: _____

Засвідчую, що у цьому дипломному
проекті немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.
Студент (-ка) _____

Київ – 2019 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

Приладобудівний факультет

Кафедра виробництва приладів

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Напрямок підготовки – 6.051003 «Приладобудування»

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о. завідувача кафедри

_____ В.В.Шевченко

«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проект студенту

Богачуку Дмитру Олександровичу

1. Тема проекту «Рентгенодіагностична система»,
керівник проекту Терещенко Микола Федорович, доцент, кандидат
технічних наук.
затверджені наказом по університету від «27_»_травня_ 2019 р. № 1383-с_
2. Термін подання студентом проекту 10 червня 2019 р. _____
3. Вихідні дані до проекту
4. Зміст пояснювальної записки
5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових
креслеників, плакатів, презентацій тощо)
6. Дата видачі завдання

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту	Термін виконання етапів проекту	Примітка
1	Огляд методів рентгендіагностики	01.03.2019р.	
2	Класифікація рентгенодіagnostичних апаратів	14.03.2019р.	
3	Патентний пошук	28.03.2019р.	
4	Розробка рентгенівського діагностичного комплексу	10.04.2019р	
5	Розробка структури діагностичних систем	15.05.2019р.	
6	Оформлення пояснювальної записки	07.06.2019р.	

Студент

Д.О. Богачук

Керівник проекту

М.Ф. Терещенко

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЕКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проект	2	
2	A4	ДП ПБз51.04.1702.00.ПЗ	Пояснювальна записка	77	
3	A1	ДП ПБз51.04.1702.01.СК	Рентгенодіагностична система	1	
4	A1	ДП ПБз51.04.1702.02.СХ	Функціональна схема	1	
5	A1	ДП ПБз51.04.1702.03	Класифікація рентген апаратів	1	
6	A1	ДП ПБз51.04.1702.04	Схема електрична принципова	1	
7	A1	ДП ПБз51.04.1702.05	Втулка	1	
8	A1	ДП ПБз51.04.1702.06	Кільце різьбове	1	
9	A1	ДП ПБз51.04.1702.07	Діафрагма	1	
10	A1	ДП ПБз51.04.1702.08	Кришка	1	
11	A1	ДП ПБз51.04.1702.09	Структурна схема складання	1	
12	A1	ДП ПБз51.04.1702.10	Технологічна схема складання	1	

				ДП ПБз51.04.1702.00.ПЗ		
	ПБ	Підп.	Дата			
Розробн.	Богачук Д.О.			Відомість дипломного проекту	Лист	Листів
Керівн.	Терещенко М.Ф.				1	1
Консульт.					КПП ім. Ігоря Сікорського Каф.ВП Гр. ПБ-351	
Н/контр.						
зав.каф.						

**Пояснювальна записка
до дипломного проекту
на тему: «Рентгенодіагностична система»**

Київ – 2019 року

Анотація	Зміст	стор.
Вступ		7
1. Конструкторська частина		8
1.1. Огляд методів рентгенографії		9
1.2. Переваги цифрової рентгенології		21
1.3. Аналіз та огляд об'єктів інтелектуальної власності в рентгенодіагностиці		24
1.4. Види цифрових приймачів для рентгенодіагностичних апаратів		29
1.4.1 Цифрові камери з екраном, оптикою і ПЗЗ – матрицею		30
1.4.2 Цифрові камери на базі скануючої лінійки		31
1.4.3 Приймачі з детекторами з аморфного кремнію		32
1.5. Розробка рентгенівського діагностичного комплексу		33
1.5.1. Призначення комплексу		33
1.5.2. Основні технічних характеристики		34
1.5.3. Пристрій і принцип роботи		40
1.5.4. Вказівки заходів безпеки		41
1.5.5. Потужність дози випромінювання		44
1.5.6. Експозиційна доза		45
1.5.7. Розрахунок дози випромінювання.		45
1.6. Порядок роботи з комплексом		46
1.7. Технічне обслуговування		57
1.8. Розрахунок відношення „сигнал/шум”		60
Висновок по конструкторській частині		61
2. Технологічна частина		62
2.1. Аналіз технологічності виробу		63
2.1.1. Основні критерії технологічності		63
2.1.2. Відносні показники технологічності		64
2.2 Розрахунок точності механоскладальних робіт		64
2.3. Розробка технологічної схеми складання приладу		67
2.4. Розробка схеми складання приладу		71
2.5. Розробка маршрутних карт		73
Висновок по технологічній частині		75
Висновки		72
Література		73

Анотація

Темою даного дипломного проекту є проектування системи рентгенодіагностики для біологічного об'єкту.

Пояснювальна записка складається з 2 розділів, висновків до кожного розділу, загальних висновків, переліку використаних джерел та додатків. Пояснювальна записка містить 77 сторінки, в тому числі 10 рисунків, 6 таблиць, список з використаних джерел додатку.

В конструкторській частині дипломного проекту розглянуто сучасні методи візуалізації органів біологічного об'єкту, виконано аналіз існуючих аналогів виробу, запропоновано функціональну схему та виконано енергетичний розрахунок цифрової приймача рентгенівського випромінювання.

В технологічній частині розглянуто питання забезпечення технологічності конструкції виробу, розмірної та параметричної точності, а також розраховано часткові і комплексні показники технологічності.

Графічна частина містить класифікацію засобів рентгенодіагностики, функціональну схему виробу, габаритне креслення апарату, складальне креслення, схему складального складу виробу, технологічна схема складання виробу та креслення деталювання.

Зроблено висновки по виконаному дипломному проекту.

Abstract

The topic of this diploma project is the design of a system of X-ray diagnostics for a biological object.

The explanatory note consists of 2 chapters, conclusions to each section, general conclusions, list of sources and annexes used. The explanatory note contains 73 pages, including 10 figures, 6 tables, a list of used sources of the application.

In the design part of the diploma project modern methods of visualization of bodies of a biological object are considered, an analysis of existing analogues of the product has been performed, a functional scheme has been proposed, and the energy calculation of the digital X-ray receiver has been performed.

In the technological part the issues of ensuring the technological design of the product, dimensional and parametric accuracy, as well as partial and complex performance indicators are considered.

The graphic part contains the classification of X-ray diagnostic tools, the functional scheme of the product, the overall drawing of the apparatus, assembly drawing, the assembly assembly chart, the technological scheme of assembly of the product and drawing of the detailing.

The conclusions on the completed diploma project are made.

Вступ

Медична рентгенологія займає одне з провідних місць в діагностиці різних захворювань. З іншого боку при рентгенологічному дослідженні надфоновому опромінюванню піддається все населення країни, у зв'язку з цим виникає питання про безпеку цього опромінювання. Необхідний облік дозових навантажень в медицині, а також використання мерів і засобів для зменшення можливих негативних наслідків додаткового опромінювання людини. Необхідно правильно оцінити ступінь радіаційної дії і розробити рекомендації по зниженню дозових навантажень. Контроль індивідуальних доз опромінювання необхідний в першу чергу для вибору найбільш щадного режиму рентгенологічного дослідження і підвищення ефективності засобів захисту.

Головним завданням при проектування та виробництва рентгенотерапевтичних апаратів є виготовити їх так, щоб задовольнити всі вимоги медиків, зробити їх максимально зручними в користуванні, довговічними та максимально дешевими. Перед конструкторами стоїть завдання за допомогою технічних засобів максимально точно та вибірково діяти на окремі органи та системи організму, щоб допомагаючи в одному не зашкодити в іншому.

Для поліпшення якості рентгенографічного зображення і зменшення дози, що отримується пацієнтами при проведенні рентгенографічних досліджень, необхідно: використовувати високоефективні детектори, здатні реєструвати кожен рентгенівський квант, що пройшов через пацієнта, незалежно від його енергії; застосовувати спеціальні методи зондування, такі як метод скануючої рентгенографії (ВЗН-метод); оптимізувати енергетичний склад рентгенівського спектру шляхом вибору оптимальних параметрів живлення рентгенівської трубки для заданого типу досліджень, а також шляхом застосування спеціальних рентгенівських фільтрів, що виділяють з рентгенівського спектру область з оптимальною енергією квантів.

1. КОНСТРУКТОРСКА ЧАСТИНА

1.1. Огляд методів рентгенографії

У наш час основний принцип рентгенографії й флюороскопії полягає у тіньового зображення і формуванні інформаційного змісту об'єкта на плівці чи флюоресціюючому екрані точками, оптична густина яких відображує ступінь поглинання об'єктом рентгенівського випромінення.

Рентгенографія є надійним і випробуваним методом, що удосконалювався протягом 100 років. Вона має найвищу на сьогодні просторову розрізняльну здатність. Та при цьому існує низка технічних, економічних і ергономічних (пов'язаних із трудовим процесом) причин, що спонукають до пошуку інших способів одержання рентгенівського зображення. Низька квантова ефективність плівки спричиняє застосування великих експозиційних доз, що призводить до зайвого радіаційного опромінення пацієнта. У свою чергу, обмежений динамічний діапазон плівки перешкоджає одночасному передаванню на одному знімку як м'яких, так і тугих тканин, а також ускладнює вибір оптимальної експозиції [1].

Витрати на фотохімічний процес та фотопроявну техніку зростають і стають вирішальними для багатьох клінік, що зумовлює зацікавленість у переході на дешевші способи реєстрації рентгенівського зображення.

Ще одним негативним чинником екранно-плівкової рентгенографії є труднощі утримування плівкового архіву. Відповідно до світової статистики, під час зберігання в архівах до 20% рентгенограм втрачається або їх важко отримати вчасно. Крім того, лікарі-рентгенологи прив'язані до процесу проявлення плівки, що, до того ж, вимагає певних витрат часу. Зображення не передається на відстань. Брак, що неминуче супроводжує вироблення рентгенограм, призводить до повторних досліджень, а отже, до збільшення променевого навантаження і трудових затрат [2].

Іншим способом формування рентгенівського дослідження є аналогове електронно-оптичне підсилення зображення. При цьому

зображення, яке спочатку отримують на флюоресціюючому екрані, проходить крізь підсилювач, де його яскравість збільшується в тисячі разів, і тільки після цього фіксується приймальною телевізійною камерою з наступним виведенням на екран монітора і відеоманітофон. Безсумнівною перевагою такої технології є збільшення квантової ефективності і, як наслідок, зменшення дози опромінення [3, 4.]. Однак просторова розрізнявальна здатність такого зображення помітно поступається виконаній під час рентгенографії.

Останнім часом серед променевих діагностів активно обговорюються питання цифрової, або «дигітальної», реєстрації, обробки та збереження медичних зображень.

Термін «цифрова рентгенографія» застосовується до всіх методів проєкційної рентгенографи, за яких рентгенівське зображення формується, а потім обробляється електронно-обчислювальною машиною [5, 6]. Основним завданням подібних пристроїв є перетворення ікс-променевого рельєфу на детекторі у набір цифрових даних.

Принцип формування цифрового зображення на всіх приладах однаковий. Якщо на кожній одиниці площі аналогового зображення розрахувати середню оптичну густину і поставити відповідні їй числові значення, то одержимо зображення у вигляді цифрової матриці. Одиницю площі цифрового зображення називають пікселем (неологізм від picture — малюнок і seii — осередок). Кожен піксел має на матриці свої просторові координати (ряд і стовпчик). У пам'яті комп'ютера у двійковій системі числення (у бітах) міститься інформація про оптичну густину та координати кожного пікселя.

Просторова розрізнявальна здатність звичайної рентгенографії зумовлюється властивостями плівки, флюоресціюючих екранів та геометричною нерізкістю. У цифровому зображенні вона залежить від розміру пікселя, що зумовлює розмір детекторів і матриці зображення.

Останнє частіше формується на квадратній матриці і містить число

пікселів, пропорційне двом. Відповідно матриця може складатися з 512x512, 1024x1024 (1K), 2048x2048 (2K) чи 4096x4096 (4K) пікселів. Зображення в матриці 1024x1024 потребує вчетверо більшого обсягу пам'яті для збереження, ніж у матриці 512x512, а зображення 4096x4096 — більшого в 64 рази. Так само зростає і вартість обсягу пам'яті в розрахунку на одне зображення, а також збільшується час на оцифровування зображення, запис даних на носій та на їх передавання. Таким чином, під час оцифровування рентгенівського зображення діє правило: зображення має бути детальним, наскільки це потрібно, і грубим — наскільки це припустимо.

Для відображення малоконтрастних об'єктів основним чинником є контрастна розрізнявальна здатність, що визначається кількістю біт на піксел. Для відтворення, наприклад, 256 відтінків сірого потрібно 8 біт на один піксел ($2^8 = 256$). У різних приладах обсяг цієї інформації! може становити від 8 до 16 біт на піксел. Велика ємність сприймального пристрою дає змогу під час виведення із зображення на екран монітора вивчати досліджуваний об'єкт у ширшому динамічному діапазоні. Це означає, що в цифрових системах можна водночас одержувати зображення м'яких і тугих об'єктів із достатньо високою розрізнявальною здатністю за контрастністю, тобто розрізнявати велику кількість градацій сірої шкали.

Просторова роздільна здатність на практиці визначається кількістю пар ліній, які можна розрізнити в 1 мм (одиниця виміру — пар ліній/мм). Для рентгенографічної плівки просторова роздільна здатність найбільша — 20 пар ліній/мм. Для систем екран-плівка — 8—10 пар ліній/мм. Для пристроїв із підсилювачем зображення (ЕОП, РЕОП) — 1—2 пари ліній/мм. У цифровому зображенні просторова роздільна здатність залежно від властивостей детекторів і розмірів піксела I становить від 0,7 до 4—5 пар ліній/мм.

Незважаючи на те, що цифрове зображення поступається

аналоговому за просторовою розрізнявальною здатністю, воно має ряд істотних переваг, головною з яких є висока контрастна розрізнявальна здатність у широкому динамічному діапазоні [3, 7]. Існуючі системи цифрової рентге-1 нографіїтаті, що перебувають на стадії розробки, поділяються за принципом детектування ікс- випромінення на шість основних видів:

- системи з оцифровуванням рентгенівського зображення, одержуваного з підсилювачів зображення.
- цифрова рентгенографія на запам'ятовуючих люмінофорах.
- цифрова рентгенографія на основі напівпровідникових детекторів.
- цифрова рентгенографія на основі багатодротової пропорційної камери.
- цифрова рентгенографія на основібагатокамерної технології.
- системи цифрового сканування рентгенограм для апостеріорної обробки.

Розглянемо кожен з методів окремо.

Цифрова флюороскопія та рентгенографія з екрана електронно-оптичних перетворювачів

Найпоширенішою технологією є цифрова флюороскопія та рентгенографія методом оцифровування електронного зображення. Ця технологія використовується понад 15 років, за даними виробників, у світі налічується близько 10000 установок такого типу (з них у Європі — 2500).

У цифровій системі сигнал, що надходить з відеокамери, аналого-цифровим перетворювачем трансформується в набір цифрових даних і передається в накопичувальний пристрій. Потім ці дані комп'ютер переводить у видиме зображення (рис. 1).

Розрізнявальна здатність зазначеної технології обмежується смугою

пропускання телевізійної системи, застосованої в підсилювачі зображення (ПРЗ), іншим недоліком подібних систем є малий розмір робочого поля ПРЗ [8,1 9].

У наш час створено цифрові установки на основі ПРЗ для дослідження органів грудної клітки. Як приклад можна навести флюорограф ФСЦ-У-01 (СП «Спектр АП» ІТОВ «ТАНА») [10, 11].

Цифрова люмінесцентна рентгенографія (цлр)

Друге місце за поширеністю І у світі посіла розроблена на початку 80-х років цифрова рентгенографія на запам'ятовуючих ілюмінофорах [12—17].

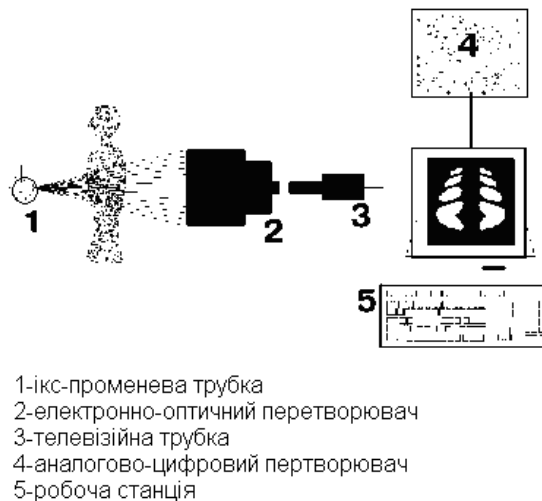


Рис. 1.1. Принципова схема цифрової рентгенографії з екрану ЕОП [Основы рентгенодиагностической техники: Учеб. пособие для студ. мед. вузов / Н.Н. Блинов (ред.). — М. : Медицина, 2002. — 389с.]

Метод заснований на фіксації рентгенівського зображення екраном, І вкритим спеціальною речовиною. Під час експозиції відбувається запам'ятовування інформації люмінофором у вигляді прихованого зображення. Воно здатне зберігатися тривалий І час (до 6 год). Застосовані у ЦЛР пластини-приймачі зображення після експонування І ікс-випроміненням послідовно,

точка за точкою, скануються спеціальним інфрачервоним або червоним гелій-неоновим лазером, що стимулює люмінофор (звідси інша

назва — «система на стимульованих ілюмінофорах»), а світловий пучок, що виникає у процесі лазерного сканування, трансформується у цифровий сигнал. Інтенсивність світлового пучка, як і у звичайних посилюючих екранів, пропорційна числу ікс-фотонів, поглинутих запам'ятовуючим люмінофором (рис. 2). Приховане зображення, що лишилося на екрані, стирається інтенсивним засвічуванням видимим світлом, після чого екран можна багаторазово використовувати знову.

Люмінесцентні пластини-накопичувачі випускаються в стандартних форматах плівки, вміщуються замість звичайних комплектів «плівка-підсилюючий екран» у касету і застосовуються у звичайних рентгенодіагностичних апаратах.

Люмінесцентні пластини-накопичувачі мають значно більшу експозиційну широту, ніж загальноприйняті комбінації плівка-екран, завдяки чому помітно розширюється інтервал між недо- і переекспонуванням. Цим способом можна одержувати досить контрастні зображення навіть за зниженої експозиційної дози, нижньою межею якої є лише рівень квантового шуму. При цьому забезпечується ємкість зображення до 8 біт/піксел. Просторова розрізняльна здатність люмінесцентної цифрової рентгенографії визначається розміром піксела, що становить від 0,1х0,1 мм при використанні запам'ятовуючих екранів не більше 20х20 см і до 0,2х0,2 мм у випадку використання екранів розміром 35х43 см. Вже з'явилася публікація про створення матриці з розміром піксела 0,1 мм із I просторовою розрізняльною I здатністю від 2,5 пар ліній/мм I (за розміру піксела 0,2 мм) до 5—6 пар ліній/мм (за 0,1 мм).



Рис. 1.2. Принципова схема цифрової люмінесцентної рентгенографії
[Основы рентгенодиагностической техники: Учеб. пособие для студ. мед. вузов / Н.Н. Блинов (ред.). — М. : Медицина, 2002. — 389с.]

Ці технічні характеристики просторової розрізняючої здатності нічим не поступають сучасним системам традиційної рентгенографії.

Прикладом сучасного рентгенодіагностичного апарата на основі фотостимульованої люмінесценції може служити «Digiskap I2T Plus» («Siemens»).

При цьому важливо, що цю технологію можна застосовувати, використовуючи наявний парк апаратів.

Цифрова напівпровідникова рентгенографія

Вважається, що якість цифрового зображення можна істотно поліпшити, застосовуючи метод прямої реєстрації ікс-випромінювання електронним детектором, який працює у безпосередньому зв'язку з комп'ютером [18].

Цифрова напівпровідникова рентгенографія включає рентгенографію: цифрову селенову; цифрову на основі повноформатної матриці; цифрову на основі лінійки детекторів.

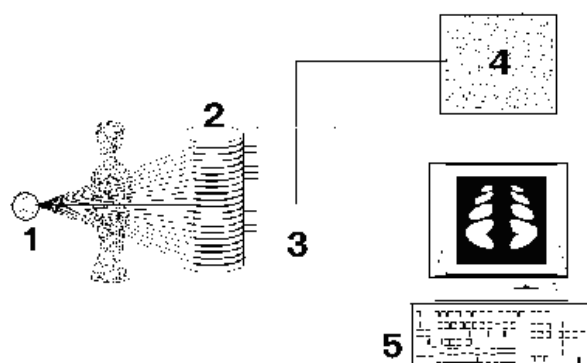
Селенова рентгенографія

Одним із варіантів прямого детектування ікс-випромінювання є цифрова селенова рентгенографія. Основною частиною такого пристрою є

детектор у вигляді барабана, вкритого шаром аморфного селену (рис. 3). Під дією ікс-випромінювання на поверхні селенового покриття виникає електричний заряд (за принципом розряду у відкритому ланцюгу), величина якого залежить від енергії випромінювання. Далі за допомогою спеціальних перетворювачів проводиться зчитування сигналу і формування цифрової матриці зображення [19]. Селенову рентгенографію нині використовують тільки у системах для рентгенограм грудної клітки, наприклад, в установці «Thoravision» I («Philips»). Характерна для знімків грудної клітки висока контрастність між легеневими полями та ділянкою середостіння у разі цифрової обробки згладжується, не зменшуючи контрастності деталей зображення. Іншою перевагою селенового детектора є високе відношення сигнал/шум.

Цифрова рентгенографія на основі повноформатної матриці

У 1998 р. з'явилися повідомлення про створення твердотілої матриці форматом 1024x1024, що має розмір пікселя 0,2 мм.



- 1-ікс-променева трубка
- 2-селеновий барабан
- 3-сканувальні електроди та підсилювач
- 4-аналогово-цифровий перетворювач
- 5-робоча станція

Рис. 1.3. Принципова схема селенової цифрової рентгенографії

[Основы рентгенодиагностической техники: Учеб. пособие для студ. мед. вузов / Н.Н.

Блинов (ред.). — М. : Медицина, 2002. — 389с.]

Детектор матриці складається зі сцинтилюючого екрана, безпосередньо з'єднаного з комплексом фотодіодів за допомогою оптоволокна. Основою сцинтиляційного шару матриці є сполуки цезію,

активовані талієм. Реєстрація ікс-квантів відбувається за рахунок їхньої конверсії сцинтиляційним покриттям у видиме світло і наступного детектування світла кремнієвим фотодіодом (рис. 4). Унікальною особливістю матриці є швидке зчитування інформації — до 30 зображень за секунду, що забезпечує її застосування в рентгенографії та флюороскопії [20].

У зарубіжній літературі з'явилися повідомлення про створення інших експериментальних моделей повноформат-них матриць, призначених як для рентгенографії, так і для флюороскопії. Особливістю всіх запропонованих систем є прагнення розробників підвищити розрізнявальну здатність, що дає можливість за рахунок зменшення розмірів пікселя матриці до 150, 97, 50 і навіть 42,5 мкм зменшити шум без збільшення експозиційної дози. У якості детектора пропонується товстий шар (1 мм) аморфного селену, а у якості сцинтиляційного шару — різні сполуки ітрію, активовані європієм, або цезію, активовані талієм. Чутливість таких детекторів, за твердженням авторів, підвищується вдвічі. Максимальний формат існуючих експериментальних матриць з надмалим розміром пікселя поки становить 20482 [21—23].

Ідеальний варіант прямого детектування рентгенівського зображення вбачають у створенні повномасштабної твердотілої матриці, здатної на площі 400x400 мм сформувати цифрове зображення з кількістю пікселів не менше 4000x4000 і розрядністю до 12 біт [24 — 26]. Така матриця здатна «поштучно» реєструвати ікс-кванти. Вона являє собою двовимірну поверхню, розбиту на осередки. Кожен квант, що «упав» на неї, приписується до якогось конкретного осередку і підсумовується з раніше накопиченими ним квантами. Однак створити детектор необхідного для рентгенографії формату 40x40 см з достатньою ефективністю, швидкодією, високою просторовою розрізнявальною здатністю вкрай важко. До того ж при двовимірному детекторі потрібно застосовувати коліматори, які відтинають розсіяне в тілі пацієнта ікс-випромінювання, і що погіршує

зображення. Крім того, досить складно забезпечити радіаційну стійкість матриці, оскільки більшість напівпровідникових детекторів швидко знижують свої показники під впливом іонізуючого випромінювання, а також забезпечити рівномірний поріг реєстрації квантів на всій поверхні.

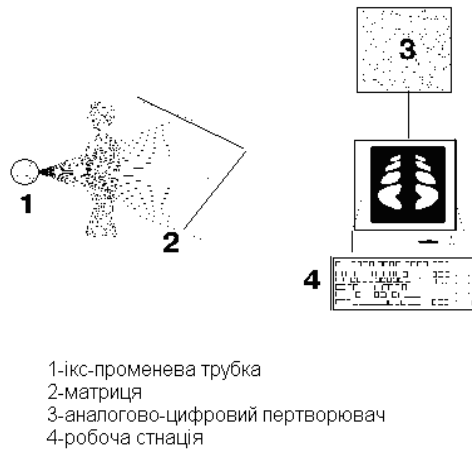


Рис. 1.4. Принципова схема цифрової рентгенографії на основі повноформатної матриці

[Основы рентгенодиагностической техники: Учеб. пособие для студ. мед. вузов / Н.Н. Блинов (ред.). — М. : Медицина, 2002. — 389с.]

Цифрова рентгенографія на основі лінійки детекторів

Труднощі створення повноформатної матриці з прямим детектуванням ікс-випромінювання, яка б мала характеристики, необхідні для медичної рентгенології, зумовили появу детекторів, що працюють за принципом сканування. У цих приладах детектори розташовані у вигляді лінійки і являють собою лічильники, що вимірюють інтенсивність ікс-випромінювання (рис. 5). У якості детекторів використовують кремнієві фотодіоди і сцинтилятори. Реєстрація ікс-квантів, так само як і у повноформатній матриці, відбувається за рахунок їх конверсії у сцинтиляторі у видиме світло і наступного детектування світла кремнієвим фотодіодом. Сканування здійснюється за допомогою одночасного рівномірного переміщення ікс-випромінювача, коліматора і детектора у вертикальній площині. При цьому досліджувана ділянка просвічується плоским віялоподібним ікс-пучком. У деяких апаратах сканування

здійснюється за рахунок переміщення ікс-випромінювача, коліматора й детектора в заданому секторі. Промені, що пройшли крізь пацієнта, потрапляють на вхідне вікно детектора. Після обробки інформації з усіх рядків у кадрі формується цифрове зображення, яке відбиває інтенсивність ікс-випромінювання після проходження крізь тіло пацієнта [27-29].

Просторова розрізнявальна здатність лінійних детекторів в основному визначається кількістю каналів у лінійці. Їх може бути 320, 512, 640, 1024, 2048. Ефективність детекторів позначається в решті-решт на дозі опромінення пацієнта. Розробники різних систем апаратів вказують дозу у площині детектора в межах 0,1 — 1 мР. Час сканування, як правило, становить 5—10 с. До апаратів із напівпровідниковими лінійними перетворювачами належать ФМЦ-І («Амико», «Рентгенпром», Москва) і АПЦФ-01 «Карс-Скан» («Медрентех», Москва) [11].



Рис. 1.5. Принципова схема цифрової рентгенографії на основі лінійки детекторів [Основы рентгенодиагностической техники: Учеб. пособие для студ. мед. вузов / Н.Н. Блинов (ред.). — М. : Медицина, 2002. — 389с.]

Цифрова рентгенографія на основі багатодротової пропорційної камери

Прикладом такої системи є малодозова цифрова рентгенографічна установка (МЦРУ) сканувального типу («Научприбор», Орел). Ця сканувальна система 1 відрізняється від описаних вище детектором, що являє собою багатодротову пропорційну камеру, заповнену сумішшю газів (ксенон і вуглекислий газ). На анод і катод камери під високою напругою подаються електричні заряди. Під дією ікс-випромінення відбувається іонізація газу, і іони, що утворилися, впливають на анодні дротики за допомогою наведення (додаткового заряду, величина якого далі оцінюється в режимі прямого підрахунку квантів [30—34]. Камера уловлює сигнали, які мінімально перевищують поріг чутливості підсилювача-дискримінатора, завдяки чому фонове випромінення не фіксується, тоді як корисний сигнал збільшується у тисячі разів пропорцій-

І по величині первинної іонізації, а поглинені ікс-кванти рахуються поштучно. Ці особливості вигідно відрізняють пропорційну камеру від інших детекторів і дають можливість максимально знизити дозу, необхідну для одержання рентгенівського зображення, та забезпечити його найбільший динамічний діапазон.

В Інституті ядерної фізики РАН розробляють принципово новий тип детектора медичного ікс- випромінення — багатоелектродну іонізаційну камеру, у якій буде використовуватися аналоговий метод знімання інформації. Очікується, що ця камера поліпшить і просторову розрізнявальну здатність (1024 канали), збільшить динамічний діапазон, підвищить швидкодію і ще значніше зменшить опромінення пацієнтів [34].

Цифрова рентгенографія на основі багатокамерної технології

Приймачі рентгенівського зображення на основі багатокамерної технології є вітчизняними розробками. Прикладами таких систем є цифровий підсилювач рентгенівського зображення і цифровий мамограф АТ «Радмір» (Харків) та малодозовані цифрові приймачі рентгенівського зображення АТ «Телеоптик» (Київ).

Принцип роботи цих пристроїв полягає у зчитуванні рентгенівського зображення цифровими камерами на основі ПЗЗ-матриць із люмінесцентного екрана (рис. 6). Використання кількох камер (від 4 до 36) дає змогу підвищити просторову розрізнявальну здатність. Зображення, одержані з кожної камери під час обробки комп'ютером, «зшиваються» і формують діагностичне зображення, яке відображується на екрані монітора робочої станції. Просторова розрізнявальна здатність цих приладів дорівнює 2,4—4 пар ліній/мм, а градаційна розрізнявальна — 1024 відтінки сірого (10 біт/піксел) [37].

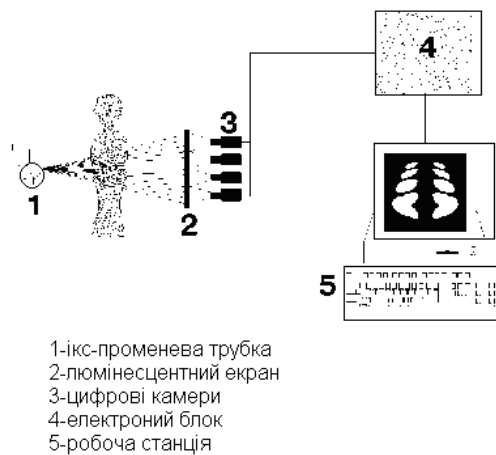


Рис. 1.6. Принципова схема цифрової рентгенографії на основі багатокамерної технології [Основы рентгенодиагностической техники: Учеб. пособие для студ. мед. вузов / Н.Н. Блинов (ред.). — М. : Медицина, 2002. — 389с.]

1.2. Переваги цифрової рентгенології

Перевагою цифрової рентгенографії перед звичайною екранно-плівковою є краща видимість незначних різниць у контрастності і набагато більша експозиційна широта, тобто висока якість зображень, що значно знижує променеве навантаження на пацієнтів і медичний персонал [38, 41 — 44].

Апостеріорна комп'ютерна обробка зображення (постпроцесинг) дає можливість оптимізувати його якість. Зображення у цифровій формі можна простим і зручним способом аналізувати на спеціальних робочих станціях обробки зображення.

За допомогою різних програм можуть бути обчислені лінійні розміри, площа й об'єм будь-якого утворення як автоматично, так і за спеціальним вибором лікаря. Могуть бути визначені кути між різними анатомічними лініями. Можливе автоматичне і ручне оконтурювання деталей зображення, збільшення та зменшення контрастності, виділення будь-яких об'єктів і плавна зміна їх масштабу, побудова тривимірних зображень [5, 38].

Стосовно градаційної розрізнювальної здатності відомо, що око

звичайної людини розрізняє до 16 градацій сірого, а око спеціально тренованої — до 30. Таким чином, лікар, розглядаючи знімок, може використовувати для діагностування об'єкта, що його цікавить, тільки 2—3 десятки градацій сірого тону, зафіксованих на фотоносії. Для виділення об'єктів, що відображаються в тонших відтінках сірого, потрібно використовувати інші параметри опромінення. Нині цифрові методи забезпечують під час реєстрації зображення динамічний діапазон півтонів, який перевищує в десятки разів можливість сприйняття людиною. Переміщуючи за допомогою комп'ютерних програм доступний для ока інтервал у 16—32 градації по всьому цьому діапазону, лікар може, послідовно змінюючи зображення, що міститься на екрані монітора комп'ютера, виділяти раніше не видимі для нього деталі без повторного обстеження хворого [5]. Використання кольорового кодування дає можливість не обмежувати інтервал динамічного діапазону, замінюючи тоновий контраст на кольірний. Сусіднім ділянкам зображення, які мало відрізняються за оптичною густиною, присвоюються контрастні кольори. Це дає можливість впевнено розрізняти дані ділянки. Крім того, усі ділянки зображення, що мають однакову оптичну густину, набувають однаковий колір [40].

Цифрові зображення можна накопичувати без будь-якої втрати інформації і передавати для аналізу на інші робочі станції. Системи цифрової рентгенографії можна поєднувати із системами електронного архівування і передавання зображень. Подібні мережі і дають можливість одночасно передавати в різні місця копії зображення, ідентичні оригіналу. Створення електронних систем обробки і передавання зображень, можливість зіставлення результатів різних діагностичних досліджень (PACS) — забезпечує умови для переходу до телерадіології й телемедицини [36; 7).

Архів цифрових зображень значно скорочує потребу в площі і унеможливорює втрату зображень. Звичайні плівкові рентгенограми

внаслідок природних процесів старіють, а під час архівування на магнітній плівці або мікрофільмування доводиться враховувати можливість втрати інформації, що виключено при збереженні цифрових зображень [5, 30].

Простота монтажу та експлуатації, надійність у роботі, мінімальна потреба в технічному обслуговуванні і поточному ремонті, можливість відмови від дорогого фотохімічного процесу дають істотну економічну вигоду [30, 38, 44—47],

Таким чином, майбутнє сучасної радіології за повним переходом до цифрових технологій [38].

1.3. Аналіз та огляд об'єктів інтелектуальної власності в рентгенодіагностиці

Принципова розробка і впровадження методики рентгенодіагностики в клінічну практику пов'язана з іменами багатьох дослідників. Ця методика отримала свій розвиток в їхніх наукових роботах. Рентгенівські промені вперше дозволили візуалізувати (зробити видимими) багато внутрішніх структур тіла, але не безпосередньо, а у формі зображення. В наслідок цього спостерігається бурхливий розвиток в галузі винайдення нових та вдосконалення вже існуючих приладів. Розглянемо деякі з них більш детально.

Цифровий рентгенодіагностичний апарат [9].

Даний винахід відноситься до медичної техніки і може бути використаний у рентгенодіагностиці [9]. Цифровий рентгенодіагностичний апарат, що містить рентгенівський випромінювач з живильним пристроєм високочастотного типу і приймач рентгенівського зображення – плоску панель на аморфному кремнії, електрично з'єднану через операційний підсилювач і аналого-цифровий перетворювач з електронно-обчислювальною машиною (ЕОМ), оснащену відео-монітором, що відрізняється тим, що з зовнішньої сторони вхідного вікна плоскої панелі, в одному з її кутів, закріплена обмежувальна рамка з матеріалу з високим атомним номером, вікно яке визначає розміри ділянки плоскої панелі, що тестується; усередині обмежувальної рамки знаходиться іонізаційна камера прохідного типу, з'єднана з джерелом живлення, підсилювачем і індикатором, а ЕОМ доповнена мікропроцесором, який забезпечує контрольне включення апарата в суворо заданих енергетичному й експозиційному режимах через визначений інтервал часу, а також аналізатором рівня усередненого електричного сигналу яскравості цифрового зображення на ділянці, що тестується коміркою пам'яті еталонного сигналу яскравості, і компаратором рівнів яскравості

еталонного і поточного сигналів яскравості цифрового зображення на ділянці, що тестується.

Прилад для стерео флюорографії [11].

Цей винахід відноситься до області рентгенотехніки, точніше до апаратів, які застосовуються для рентгенофотограметричних цілей [11]. Пристрій містить рентгенівську трубку, підключену до високовольного генератора, флюорографічну камеру, закріплену на штативі, пульт керування і підніжку пацієнта, виконану у виді горизонтального диска з вертикальною рамкою, закріпленого на рухливій підставі з можливістю повороту навколо вертикальної осі на кут стереофлюорографії, що задається обмежувачем кута повороту, підставку підніжки механічно з'єднано з підставою штатива флюорографічної камери за допомогою посадкових гнізд, при цьому вісь диска знаходиться в площини головного променя рентгенівської трубки, а сам диск має горизонтальну каретку зі шкалою й електромеханічним приводом реверсивного типу, напрямку руху якої паралельно головному променеві рентгенівської трубки, а обмежувачі кута повороту диска мають кулачок, жорстко з'єднаний з диском, і дві лінійки, закріплені на підставі підніжки, одна з яких прямолінійна з робочою поверхнею, що проходить паралельно напрямку головного променя рентгенівської трубки, а інша - має робочу поверхню, яка характеризується рівнянням:

$$Y = 2r \cdot \left(\frac{f - s_0}{f - s} \right) \cdot \sin \frac{\gamma_0}{2} \cdot \sqrt{1 - \left(\frac{f - s_0}{f - s} \right) \cdot \left(\sin \frac{\gamma_0}{2} \right)^2} \quad 1.1)$$

де r – відстань від осі обертання диска до кулачка; f – фокусна відстань флюорографії; s_0 – мінімальна відстань від осі обертання диска до екрана флюорографічної камери; s – видалення осі обертання диска від екрана флюорографічної камери при одержанні збільшених стереофлюорограмм; γ_0 – кут повороту диска при $s=s_0$, крім цього, підйомник пацієнта містить механізм обертання диска з електродвигуном реверсивного типу, керованим дистанційно, а реєстрація зображення

виробляється на флюорографічну камеру цифрового типу. Винахід дозволяє дотриматися рентгенофотограметричної вимоги при зйомці з різним ступенем збільшення.

Спосіб рентгенодіагностики [12]

Даний винахід відноситься до медицини, а саме до рентгенодіагностики, і призначено в першу чергу для дослідження легень на цифрових рентгенографічних апаратах [12]. Даний спосіб передбачає проведення однократної рентгенографії області дослідження в передній проекції на цифровому апараті і візуальний аналіз отриманого зображення на екрані дисплея. При цьому роблять додатковий знімок у задній проекції на тій же фазі подиху, що і перший, а на екран дисплея виводять два зображення – передньопроєкційне і задньопроєкційне. Причому задньопроєкційне зображення відтворюють у дзеркальному відображенні і розташовують правіше передньопроєкційного, при цьому аналіз отриманих зображень роблять стереоскопічно. Використання даного винаходу дозволить підвищити інформативність цифрової рентгенодіагностики.

Отже в даному пункті був проведений аналіз наукових досліджень, та пошук об'єктів інтелектуальної власності даного напрямку, який свідчить про їх значну кількість та значимість в сучасній медицині та приладобудування.

Апарат рентгенодіагностичний ПРО-СКАН фірми Аміко (Росія)

Таблиця 1.4 – Технічні характеристики апарату ПРО-СКАН

Параметр	Значення
Тип цифрового приймача рентгенівського випромінювання	Сканування ПЗЗ-лінійкою
Робоче поле, <i>мм</i>	380 x 380
Кількість ПЗЗ-приймачів	1
Кількість пікселів, <i>шт</i>	1520
Просторова роздільна здатність, <i>пар ліній/мм</i>	2,0
Контрастна чутливість, %	1,0
Динамічний діапазон, <i>раз</i>	150
Доза випромінювання на кадр, <i>мР</i>	0,6
Середня квантова ефективність приймача, %	60
Орієнтовна роздрібна ціна, <i>USD</i>	110000

Основна перевага використання апаратів із скануванням об'єкта дослідження пов'язана з мінімізацією розсіяного випромінювання що реєструється приймачем. Для цього об'єкт сканують вузьким рентгенівським променем, який отримують переміщенням щілинної діафрагми уздовж об'єкта. Паралельно вузькому променю переміщується приймач у вигляді лінійки.

Застосування такого методу дослідження дозволяє значно знизити дозу випромінювання на один знімок.

Серед недоліків такої системи слід відмітити використання механізму сканування високої точності і складності, що збільшує вартість апарату, та збільшення часу отримання зображення до 2...5 секунд. Також апарат має порівняно невисоку просторову роздільну здатність, яку можна збільшити застосовуючи сучасні більш якісні ПЗЗ-лінійки.

Апарат рентгенодіагностичний фірми Siemens (Германія)

Таблиця 1.5 – Технічні характеристики апарату фірми Siemens

Параметр	Значення
Тип цифрового приймача рентгенівського випромінювання	Екран – Si-матриця
Робоче поле, <i>мм</i>	400 x 400
Кількість ПЗЗ-приймачів	1
Кількість пікселів, <i>шт</i>	3200
Просторова роздільна здатність, <i>пар ліній/мм</i>	4,0
Контрастна чутливість, %	1,0
Динамічний діапазон, <i>раз</i>	150
Доза випромінювання на кадр, <i>мР</i>	0,7
Середня квантова ефективність приймача, %	50

Конструктивно приймач рентгенівського випромінювання даного апарату являє собою суцільний кремнієвий кристал розміром, що відповідає розміру робочого поля, і становить 400х400 *мм*. Цей кристал утворює матрицю світлодіодів чутливих до випромінювання оптичного діапазону, тому на його поверхню наноситься люмінесцентний екран для перетворення рентгенівського випромінювання.

Застосування повно-форматної матриці визначає переваги апарату – висока квантова ефективність за рахунок відсутності оптичної системи (для узгодження екрану з матрицею) і відповідних енергетичних втрат, а також значна роздільна здатність.

Недоліки апарату пов'язані також з використанням кремнієвої матриці, а саме надзвичайно велику вартість через значну складність її виготовлення.

1.4. Види цифрових приймачів для рентгенодіагностичних апаратів

В даний час цифрова рентгенографія усе більш і більш тіснить плівкову, за допомогою якої все ще виконується широкий спектр досліджень. Очевидно, що практикуючий лікар-рентгенолог повинен добре уявляти собі, для яких видів досліджень більше підходить той або інший тип цифрового детектора. Класифікація основних видів цифрових детекторів рентгенівського вивчення проведена на прикладі сучасних цифрових комплексів, призначених для загальної рентгенодіагностики [13, 14, 15].

Всі існуючі приймачі для цифрових систем можна умовно розділити на дві групи:

1) детектори, у яких перетворення здійснюється з використанням різного типу запам'ятовуючих пристроїв, що виконують роль своєрідного буфера, з формуванням цифрового масиву даних при наступному зчитуванні інформації вже з запам'ятовуючого пристрою;

2) детектори з безпосереднім перетворенням інформації, що отримується в потоці рентгенівських квантів, що пройшли через тіло пацієнта, у масив цифрових даних.

До першої групи можна віднести тракти формування рентгенівського зображення, що містять люмінесцентні запам'ятовуючі екрани (пластини), зчитування інформації з яких здійснюється за допомогою лазерного пристрою, і селенові барабани, на поверхні яких рентгенівський потік, що пройшов через тіло пацієнта формує потенційний рельєф. Надалі інформація з поверхні барабана зчитується системою електродів, що сканують і перетворюється в цифровий формат.

До другої групи відносяться:

- тракти формування рентгенівського зображення, що використовують рентгенівські електронно-оптичні перетворювачі (РЕОП), а також телевізійні системи або матриці з оцифровуванням сигналів на їхньому виході;

- тракти, що використовують комбінацію сцинтиляційний екран – світлосильна оптика переносу – матриця;
- тракти на базі лінійок газових і твердотілих (напівпровідникових) детекторів для скануючих систем;
- технологія плоских панелей різних типів і розмірів, що бурхливо прогресує в останні роки.

Розглянемо найбільш поширені схеми приймачів рентгенівського випромінювання, що використовуються в сучасних рентгенапаратах.

1.4.1 Цифрові камери з екраном, оптикою і ПЗЗ – матрицею

Дані приймачі складаються з однієї або декількох ПЗЗ матриць, площею істотно меншою площі реального об'єкта. Для покриття всієї площі об'єкта (екрана), використовується оптичний вузол. Функціональна схема приймача приведена на рис. 1.7. Формування цифрових зображень засновано на перетворенні в сцинтиляційному екрані потоку рентгенівських квантів, що пройшли через тіло пацієнта, у світловий потік. Потім за допомогою світлосильної оптики отримане зображення переноситься на чутливу ПЗЗ-матрицю, на виході якої здійснюється формування й аналогово-цифрове перетворення електричних сигналів. Отриманий у такий спосіб масив цифрових даних реєструється в пам'яті робочої станції і використовується для формування зображення на екрані монітора з метою його подальшої обробки й аналізу.

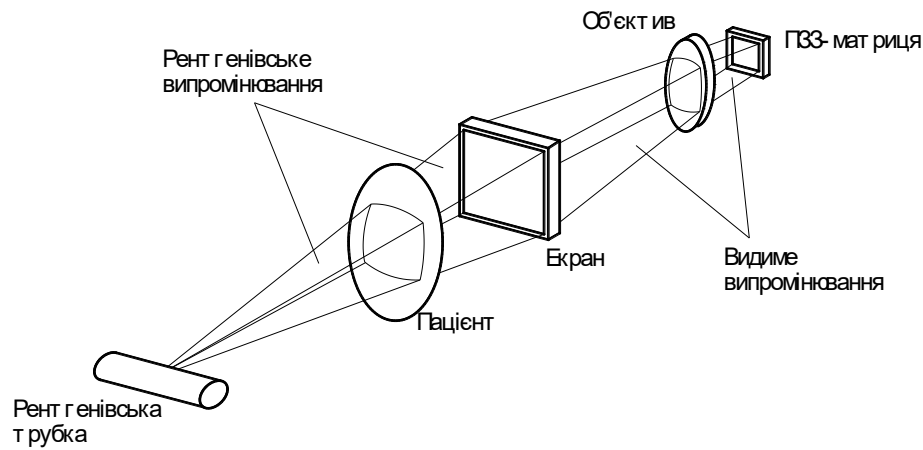


Рис. 1.7 – Приймач типу екран – оптика – ПЗЗ-матриця

Для зменшення рівня шумів і, відповідно, розширення динамічного діапазону в розглянутих апаратах застосовують спеціальні системи охолодження матриць.

1.4.2 Цифрові камери на базі скануючої лінійки

Лінійки детекторів (газових або напівпровідникових) знайшли застосування в скануючих системах, у яких здійснюється рівнобіжне і синхронне переміщення випромінювача і детектора уздовж (або поперек) досліджуваного об'єкта (рис. 1.8). Газова лінійка являє собою багатодієву пропорційну камеру, заповнену газом під високим тиском (як правило, сумішшю ксенону з невеликою кількістю вуглекислого газу), а твердотіла — лінійка фото діодів, розташованих за шаром сцинтилятора, який перетворює випромінювання рентгенівського діапазону в оптичне. У процесі сканування і відповідної обробки сигналів на виході лінійки здійснюється "порядкове" нагромадження інформації в цифровому вигляді і передача її в робочу станцію для формування зображення з метою його подальшої обробки й аналізу. Газові детектори знайшли застосування в ряді вітчизняних комплексів для профілактичних обстежень грудної клітини.

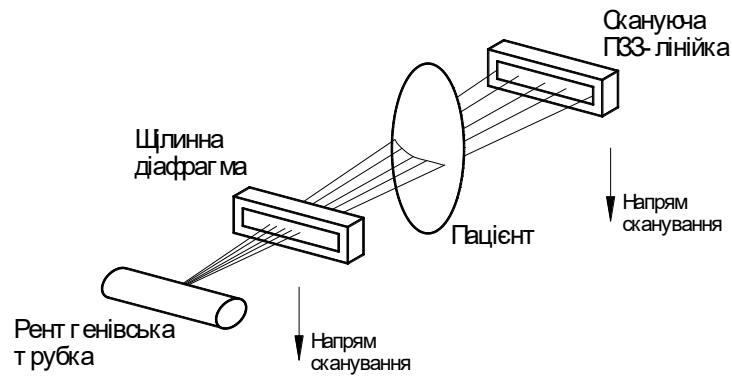


Рис. 1.8 – Цифрові камери на базі скануючої лінійки

Газові системи мають більш широкий динамічний діапазон і більш високу контрастну чутливість в порівнянні з твердотілими, однак поступаються їм у просторовій роздільній здатності. Променеві навантаження на обстежуваних в обох випадках малі, що дозволяє піддавати профілактичним обстеженням навіть дітей, але при використанні газових багатодротових пропорційних камер.

Головний недолік даного виду цифрових приймачів рентгенівського випромінювання – дуже складна механічна конструкція.

Найбільш передова на даний час технологія пов'язана з використанням плоских панелей різних типорозмірів з прямою реєстрацією зображення, що здобула назву "безпосередня радіографія". В даний час існує два типи подібних детекторів – без перетворення потоку рентгенівських квантів у світловий потік і з відповідним перетворенням.

1.4.3 Приймачі з детекторами з аморфного кремнію

Найбільш простими схемними рішенням приймача рентгенівського випромінювання є такі, що в якості детектора використовують плоскі повноформатні панелі на основі аморфного кремнію (рис. 1.5). Конструкція даного приймача представляє монолітний кремнієвий кристал розмірами 430*430 мм, що складається з матриці фотодіодів (ПЗС матриці) з кількістю пікселей (фотодіодів) 3000*3000.

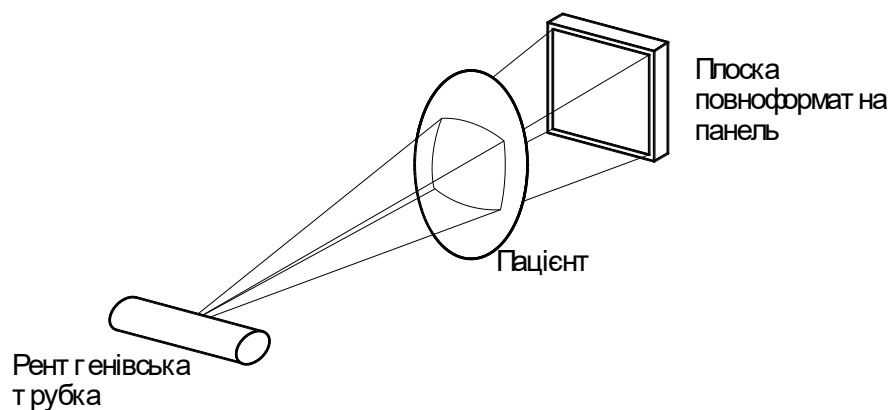


Рис. 1.9 – Схема рентгенапарату з плоскою повноформатною панеллю

Даний кристал покритий екраном, що перетворює рентгенівське випромінювання у світлове. На границях фотодіодів проходять провідні шини. По першій шині, через комутатор, до ПЗС матриць подається напруга живлення. По другій шині, через комутатор на вихідний каскад, подається сигнал із ПЗС матриць, що залежить від світлового потоку рентгенівського екрана на матрицю фотодіодів.

1.5. Розробка системи рентгенівського діагностичного комплексу

1.5.1. Призначення комплексу

Комплекс відповідає ТУ У 33.1-25461966-005:2006 і нормативної документації.

Комплекс типу «ПЛЭ1а8Сор» КРД 50-СР101-НО1 призначений для роботи в стаціонарних рентгенівських кабінетах для загальних досліджень і в профільованих кабінетах лікувально-профілактичних установах охорони здоров'я.

Комплекс призначений для широкого діапазону досліджень з проведенням рентгеноскопії і рентгенографії на універсальному столі-штативі, рентгенографії і подовжній горизонтальній томографії на столі-

штативі.

Комплекс укомплектований підсилювачем яскравості рентгенівського зображення і забезпечує в режимі рентгеноскопії в умовах незатемненого приміщення при знижених дозах рентгенівського випромінювання можливість спостереження па екрані пристрою, відеоконтроля зображення об'єкту дослідження, а також підтримує постійну яскравість на екрані незалежно від щільності досліджуваного об'єкту.

Комплекс призначений для експлуатації в умовах помірного клімату в інтервалі температур від $+10^{\circ}\text{C}$ до $+35^{\circ}\text{C}$. щодо вологості 80 % при температурі $+25^{\circ}\text{C}$ і атмосферному тиску від 84,0 кПа до 106,7 кПа (630-800 мм рт.ст.).

Управління комплексом здійснюється з єдиного інтерактивного пульта управління, що забезпечує управління живлячим пристроєм, вибором режимів і методів обстеження, що відповідає за виведення цифрових зображень, що забезпечує обробку і зберігання інформації про пацієнта.

Керівництво по експлуатації є об'єднаним документом, що включає себе паспорт, керівництво з експлуатацій і інструкції по монтажу і пуско-па.тадк устаткування.

Комплекс відповідно до ГОСТ 14254 по способу захисту від поразки електричним струмом має ступінь захисту IP20.

Зовнішня поверхня виробу допускає багатократну вологу санітарну обробку із застосуванням миючих засобів і обробку дезинфікуючими розчинами хімічним методом по ОСТУ 42-2 1-2.

Режим роботи

- при рентгеноскопії - тривалий;
- при рентгенографії - короткочасний.

1.5.2. Основні технічних характеристики

Основні технічні дані вказані в таблиці 1.

Таблиця 1.

Технічні характеристики

Найменування параметра	Значення
Живлення	3х380В, 50Гц з кульовим захисним заземленням
Мережеве споживання струму (короткочасно)	100А у
Клас захисту	II
Номинальна потужність	20 60 кВт
Номинальні параметри пристрою живлення	150/600 мА при 125 кВ
Число рентгенівських грубок	1
Захист трубки	Автоматична
Режими роботи:	рентгенографія рентгеноскопія
діапазон, кВ:	40-125 (150) 40-110 (120)
діапазон, мЛі:	25-500 0,5-3,0
діапазон, мАс:	1-999
Автоматичний контроль експозиції	реле експозиції органавтоматика
Рентгеноскопія	ручна і автоматична стабілізація яскравості
Частота обертання статора анода Дозвіль ТБ-каналу	3000 об/мин min 625 сірок

1.5.2.1 Керування та контроль всіма режимами рухів столу-штатива універсального;

1.5.2.2 Керування і контроль всіма режимами роботи живлячого пристрою:

1.5.2.3 Виведення одержаних цифрових зображень, їх контроль і збереження;

1.5.2.4 Тестування і самодіагностика систем і пристроїв тих, що входять в комплекс.

1.5.2.5 У комплексі передбачена установка всіх змінних частин пристроїв, що входять до складу комплексу, що поставляється.

1.5.2.6 Час готовності комплексу до будь-якого нормального режиму роботи після включення напруги живлення не більше 15 мин.

1.5.2.7 Комплекс має індикацію: регульованих величин: вибраних робочих месі і фокусу рентгенівської трубки.

1.5.2.8 У режимі рентгеноскопії діапазон зміни анодної напруги рентгенівської трубки плавно, від 40 кВ до 125 кВ.

1.5.2.9 Тип генератора: височастотний з мікропроцесорним управлінням. Інвергорная частота 100 кГц

1.5.2.10 У режимі рентгенографії вибір анодної напруги проводиться уставками: від 40 кВ до 150 кВ.

1.5.2.11 Діапазон зміни анодного струму рентгенівської трубки при рентгеноскопії встановлюється в межах від $(0+0,5)$ мА до $(2,5\pm0,5)$ мА.

1.5.2.12 Кількість електрики в діапазоні від 1 мАс до 600 мАс. Уставки кількості електрики при рентгенографії: 1-500 мАс.

1.5.2.13 Пульсація анодної напруги не більше 3%.

1.5.2.14 Діапазон зміни анодного струму рентгенівської трубки від 1 до 600 мА.

1.5.2.15 Можливість екстреною від ключеиия живлення.

1.5.2.16 Захист від включення анодної напруги у разі обриву в ланцюзі напруження, а також в пенях розгону анода рентгенівської трубки.

1.5.2.17 Установку режимів роботи і параметрів знімка з пульта управління, робочого місця лаборанта.

1.5.2.18 Пульт управління повний інтерактивний забезпечує введення бази даних і архівація, а також управління наступними параметрами:

- а) управління діафрагмою;
- б) управління УРИ;
- в) керування параметрами переглядача зображень;
- г) управління функцією томографії;
- д) управління розділенням формату рентгенівських касет;
- з) управління компресією;
- ж) сенсорні кнопки для управління рухом столу-штатива.

Тривалість експозиції в діапазоні від 0.002 до 6 с.

1.5.2.19 Відношення середніх відхилень зміряної лози випромінювання у вхідній площині приймача або УРИ до середнього значення дози при заданих анодній напрузі і кількості електрики повинне бути не більше 0,2 мс.

1.5.2.20 Час переходу від режиму рентгеноскопії до рентгенографії і назад не більше 10 сек.

1.5.2.21 Стіл-штатив універсальний «Індіаскоп» забезпечує:

- Поворот опорної стінки з екранно-знімальним пристроєм (далі ЕЗП) електроприводом навколо горизонтальної осі в межах $(+90)^\circ$ по відношенню до вертикалі.

- Поперечне переміщення леки електроприводом:
 - в обидві сторони на (150 ± 20) мм.

- Автоматичну зупинку опорної стінки в положеннях $(0 \pm 2)^\circ$, $(+90 \pm 3)^\circ$ і $(-90 \pm 3)^\circ$ щодо вертикалі при поворотах з горизонтального, вертикального і похилою положень.

- Переміщення ЕЗП електроприводом уздовж опорної стінки на (1300 ± 20) мм.

1.5.2.22 Найбільша відстань центру екрану ЕЗП від підлоги при вертикальному положенні опорної стінки не менше 450 мм.

1.5.2.23 Відстань від касети з плівкою до зовнішньої поверхні деки не більше 75 мм.

1.5.2.24 Збереження положення осі робочого пучка випромінювання, при сумісному переміщенні рентгенівського випромінювача і ЕЗП, і з відхиленням від центру екрану в межах кола радіусом не більше 5 мм при фокусній відстані до 1500 мм.

1.5.2.25 До складу столу-штатива входить колона, для виконання томографічних досліджень, яка забезпечує:

1.5.2.26 Змінна висота колони від 1000 до 1500 мм.

1.5.2.27 Кути томографії рівні, град.: 10° , 20° , 40° .

1.5.2.28 Час проведення томографії згідно таблиці 2.

Час проведення томографії

Кут томографії, град	При першій швидкості	При другій швидкості
10	$0,6 \pm 0,06$	$0,3 \pm 0,03$
20	$1,8 \pm 0,18$	$0,9 \pm 0,09$
40	$4,0 \pm 0,4$	$2,0 \pm 0,20$

1.5.2.29 Фокусна відстань при томографії (1150 ± 50) мм.

1.5.2.30 Зміна висоти шару, що виділяється, при томографії від 0 до 300 мм від площини деки.

1.5.2.31 Томографічні знімки з дозволом не менше трьох штрихів на 1мм при вугіллі томографії 40° і висоті шару, що виділяється, 125 мм.

1.5.2.32 Горизонтальне переміщення випромінювача електроприводом - не менше 2100мм.

1.5.2.33 Наявність електронної індикації товщини зрізу.

1.5.2.34 Діапазон скануючого рухи екранно-снимочного пристрою - 550 ± 20 мм.

1.5.2.35 Час коливання растру - не менше 5 сек.

1.5.2.36 Виконання оглядових знімків на касетах 18x24см, 24x30см, 30x40см, 35x43см.

1.5.2.37 Виконання на ЕЗП прицільних знімків з діленням касети на 2 частини.

1.5.2.38 Час коливань растру при знімку - не менше 5с.

1.5.2.39 Фільтрація деки столу 0.8Л1.

1.5.2.40 Максимальне навантаження на деку столу 150кг.

1.5.2.41 Зміст дорогоцінних матеріалів: у конструкції дорогоцінних матеріалів не міститься.

1.5.2.42 Кнопки керування, розташовані на лицьовій панелі ЕЗП, управляють наступними параметрами:

а) поворот універсального столу-штатива;

- б) включення рентгенівського растру;
 - в) рух деки столу в поперечному напрямі;
 - г) завантаження рентгенівської касети;
 - д) переміщенням колони з трубкою.
- 1.5.2.43 Підсилювач яскравості рентгенівського зображень забезпечує:
- 1.5.2.44 Стабілізацію яскравості зображення на вихідному екрані з точністю $\pm 10\%$ від встановленого значення, відповідного заданій потужності дози випромінювання;
- 1.5.2.45 Кількість полів, рівна трем.
- 1.5.2.46 Діаметри робочих нулів УРИ, мм не менше:
- великого робочого поля - 225(9");
 - середнього робочого поля - 150(6");
 - малого робочого нуля - 110(4");
- 1.5.2.47 Пороговий контраст при вхідній потужності дози випромінювання в площині УРИ ($0.44 \pm 0,07$) мкГр/с - ($50 \pm 7,5$) мкР/с). не більше 2%.
- 1.5.2.48 Динамічний діапазон для основного робочого нуля не менше 50.
- 1.5.2.49 Геометричні спотворення в телевізійному каналі УРИ не більше -10%.
- 1.5.2.50 Відношення сигнал-шум в телевізійному каналі УРИ не менше 34 дБ.
- 1.5.2.51 Розмір екрану монітора, встановленого на робочому місці лікаря не менше 17".
- 1.5.2.52 Випромінювач рентгенівський ИРД-1 розташований над рентгенівським столом-штативом і забезпечує:
- Швидкість обертання анода рентгенівської трубки не менше ніж 3000 об/мин.
 - Розмір фокусних плям рентгенівської трубки, мм: 0,6; 1,2.
 - Теплоємність анода рентгенівської трубки: не менше ніж 600 000 Дж

- Максимальна напруга рентгенівської трубки: 150 кВ.
- Обертання блоку рентгенівської трубки: автоматичне з кутом $\pm 180^\circ$.

1.5.2.53 Надійність

- Середнє напрацювання на відмову комплексів 1500 циклів. Циклом є сукупність операцій від початку до закінчення діагностичної процедури в режимі рентгеноскопії і (або) рентгенографії.
 - Повний середній термін служби комплексів з УРИ не менше 6 років.
 - Середній час відновлення працездатності комплексів не більше 24ч.
- Технічні дані на складете частини комплексу детально викладені
- відповідних розділах експлуатаційної документації.

1.5.3. Система рентгенодіагностики і принцип її роботи

Система рентгенодіагностики і принцип роботи складових частин комплексу описані у відповідних експлуатаційних документах на ці складові частини системного комплексу.

До складу системного комплексу входять наступні пристрої:

- пристрій живлення;
- стіл - штатив універсальний; блок керування і живлення;
- підсилювач рентгенівського зображення з пристроєм, відеоконтроля;
- випромінювач рентгенівський з діафрагмою;
- пульт управління повний, інтерактивний;
- ПМО «NEYRON» робочого місця лікаря-рентгенолога.

Комплекс розрахований на роботу однієї двофокусної рентгенівської трубки з анодом, що обертається, і забезпечує роботу при неодночасному їх включенні.

Живлячий пристрій забезпечує роботу рентгенівського випромінювача з автоматичною корекцією граничного режиму роботи рентгенівської трубки, спільну роботу з штативним пристроєм і підсилювачем яскравості рентгенівського зображення, а також індикацію про готовність комплексу до роботи і включенні високої напруги.

Комплекс забезпечує:

- роботу в режимі просвічування із спостереженням зображення на екрані відеоконтрольного пристрою (далі по тексту ВКУ);
- режим цифрових знімків при скопії або записі серії знімків;
- роботу в режимі прицільних, звичайних знімків і томографії.

Просвічування та знімки

Просвічування виконується з робочого місця лаборанта або безпосередньо у штатива.

Режим роботи при просвічуванні задається автоматично або з пульта керування.

Вибір параметрів режиму просвічування і графії здійснюється за допомогою органів керування на сенсорному екрані пульта управління.

Перед виконанням рентгенівських знімків необхідно в касетоприемник встановити необхідну касету з плівкою і завантажити її в бункерне положення

Для виконання оглядових рентгенснимков необхідно встановити значення врахувала томографії і глибини зрізу в положення «О».

Для виконання прицільних знімків необхідно, включивши режим рентгеноскопії, визначити об'єкт для знімка і перемістити його в центр екрану ВКУ. Іле відключаючи скопю, включити режим знімка, заздалегідь задавши параметри знімка. Після закінчення знімка касета з експонованою плівкою йде в «бункер», а режим скопии автоматично відновлюється до її відключення.

Для виконання томографії необхідно встановити значення кута томографії і глибини зрізу в необхідне значення, встановити необхідне значення напруги (кВ) і струму (мА), значення часу встановлюється на максимум -5 секунд.

Підсилювач рентгенівського зображення спільно з комплексом забезпечує проглядання рентгенівського зображення на екрані ВКУ. Пороговий контраст, при перегляді, не нижче 2% при потужності дози випромінювання в площині вхідного екрану УРІ (150 ± 7.5) мкР/с. просторовий дозвіл на робочому полі 23 см - не менше 1.6 и.л./мм.

1.5.4. Вказівки заходів безпеки

Розпаковування, монтаж та наладка комплексу проводиться фахівцями підприємства-виготівника або атестованим підприємством-виготівником фахівцями. Роботи повинні проводитися не менше ніж двома особами.

Установка комплексу проводиться в приміщеннях, які повинні відповідати вимогам ВІСПУ-2005 «Основні санітарні правила

забезпечення радіаційної безпеки України». СНІП-П-69-78 «Будівельні норми і правила. Частина II. Норми проектування» і «Санітарним правилам при проведенні медичних рентгенологічних досліджень» № 2780-80. Забороняється встановлювати комплекси в житлових будинках і підключатися до їх електричних мереж.

До самостійної роботи але експлуатації і обслуговуванню комплексу допускаються липа що мають відповідну кваліфікацію, роботи, що засвоїли правила, і експлуатації викладені в цьому посібнику. А також що пройшли інструктаж відповідно до нижче перерахованих нормативних документів:

- ВІСПУ-2005 «Основні санітарні правила забезпечення радіаційної безпеки України».
- НРБУ-97 «Норми радіаційної безпеки України»
- «Правилами технічної експлуатації електроустановок споживачів» -«Правилами техніка безпеки при експлуатації електроустановок споживачів»
- «Типовими правилами пожежної безпеки» і ін.

Експлуатація комплексу допускається з моменту отримання санітарного паспорта.

«Особи, що не пройшли навчання і не аттестованые атестаційною комісією підприємства-виготівника до експлуатації не допускаються».

Атестація проводиться атестаційною комісією підприємства-виготівника з видачею протоколу перевірки знань.

Вказівки електричної безпеки.

Усувати і несправності тільки на відключеному від живлячої мережі комплексі.

Перед включенням комплексу у обов'язковому порядку перевіряти стан кріплення заземляючих дротів до клем заземлення і електричних кабелів в роз'ємах з'єднань устаткування.

Рентген кабінет повинен мати стаціонарне захисне заземлення виконане металевою шиною перетином не менше 40 мм².

Здійснювати перевірку опору заземлення комплексу не рідше за 1 раз на рік. Опір розтіканню заземлителя не повинне бути більше 0.2 Ом. Що заземляє дріт окремих пристроїв комплексу повинен бути еквівалентний мідному дроту з перетином не менше 4 мм .

У аварійній ситуації необхідно миттєво знеструмити комплекс, натиснувши кнопку екстреного відключення на пульті управління комплексом або відключити мережевий вимикач!

«Не допускається експлуатувати комплекс в несправному стані.

Ізоляція первинних ланцюгів щодо корпусів, кожухів і оболонок комплексу витримує дію випробувальної напруги 2500 В.

Ізоляція вторинних ланцюгів комплексу витримує дію випробувальної напруги в нагрітому стані зі встановленою рентгенівською трубкою, не менше 132 кВ.

Не залишати без нагляду комплекс у включеному стані!

«Забороняється експлуатувати комплекс в електромережах не відповідних вимогам до електромереж, викладених в даному керівництві по експлуатації».

Вказівки з радіаційної безпеки.

Відповідно до ДСТУ-97 «Норми радіаційної безпеки України» та вимог ВІСПУ-2005 «Основні санітарні правила забезпечення радіаційної безпеки України» доза випромінювання на робочому місці обслуговуючого персоналу категорії А не повинна перевищувати за рік 20 мЗв (2Р) при максимально можливому часі опромінювання 21 годину/рік.

Дозиметричний контроль.

Для проведення дозиметричного контролю на апараті необхідно:

- а) включити апарат і дати прогрітися протягом 1 5 мін.;
- б) зробити декілька знімків на одних і тих же режимах струму і часу (70 мА0.05 З), напругу піднімати ступінчасто від 50 кВ до 100 кВ з

кроком 10 кВ;

в) після досягнення 100 кВ встановити режими, на яких проводиться дозиметричний контроль. Щоб уникнути пошкодження цифрового приймача встановити наступні режими: напруга 100 кВ. струм 100 мА і час не більше 0.1 З;

г) встановити водний фантом на місце розташування пацієнта;

д) при закритих шторках діафрагми виконати знімки і провести дозиметричний контроль;

е) пауза між знімками повинна бути не менше однієї хвилини.

Вказівки до протипожежної безпеки

Конструкція комплексів задовольняє вимоги пожежної безпеки відповідно до ГОСТ 12.1.004.

«Забороняється проводити фарбувальні роботи при включеному електроживленні комплексу і містити в приміщенні разом з комплексом горючі і вибухонебезпечні суміші».

1.5.5. Потужність дози випромінювання

Потужність дози випромінювання, зміряна при закритих шторках діафрагми, на відстані 100 см від фокусної плями в будь-якому напрямі не повинна перевищувати 0,87 мГр/годину (100мР/ годину). Вимірювання проводяться в режимі 100 кВ, 100 мА і 0,1 З дозиметром ДКС-АТ1123 або технічним аналогом.

Точки вимірювання при контролі захисних пристроїв випромінювача повинні матися в своєму розпорядженні на поверхні уявної сфери радіусом 1000 мм, центр якої суміщений з фокусною плямою рентгенівської трубки. Вимірювання проводяться по фронтальній осі спостереження до осі випромінювача і по бічній осі перпендикулярної до осі випромінювача з

кроком кута 45° від 0° до 31 5°.

1.5.6. Експозиційна доза.

Експозиційну дозу вимірюють за наявності водного фантома розміром 250х250х75 мм, розташованого в центрі поля флюоресцируючого екрану, відповідного повному його розміру. Для вимірювань застосовується дозиметр ДКС-АТ1123 або технічний аналог.

Проводити вимірювання в режимі скопії на відстані 200 мм за захисною ширмою у вертикальному і горизонтальному положеннях ПОЛ і 700 мм від фокусу трубки на висоті 100. 900 і 1500 мм від підлоги. Відстань по горизонталі між точками вимірювання повинна бути не більше 250 мм.

1.5.7. Розрахунок допустимих дози випромінювання.

Розрахунок дози випромінювання проводять по наступній формулі:

$$D = \frac{P_{\phi} \times t}{1000}$$

де D - максимально можлива річна доза опромінювання персоналу, мЗв;

P_{ϕ} - максимальне зміряне значення потужності дози опромінювання, мкЗв/годину; t - максимально можливий час опромінювання персоналу за рік (=21 година за рік).

Комплекс повинен мати звукову сигналізацію, яка включається при тривалості просвічування понад 5 хв. і припиняється після виключення високої напруги.

1.6. Порядок роботи з системним комплексом

Увага: Перед початком роботи ознайомитися з документацією на вхідні в комплекс вузли і складові. Персонал, що не пройшов навчання за правилами експлуатації комплексу, до роботи на устаткуванні не допускається.

Включити пульт управління.

Дочекатися завантаження операційної системи і завершення режиму тестування комплексу.

Перевірити і встановити в початковий стан органи регулювання і комутації відповідно до експлуатаційної документації на складові частини комплексу.

З екрану пульта включити пристрій живлення комплексу.

Після виконання мелодійного сигналу живлячий пристрій виходить в режим управління з робочого місця лаборанта (пульт управління).

З клавіатури пульта ввести дані пацієнта нею відкрити картку.

На сенсорному екрані встановити всі необхідні режими для майбутнього обстеження (кВ, мА, час - секунди, режим обстеження і ін.).

Включення

Перше включення включає наступні етапи:

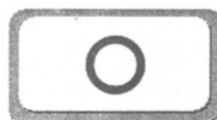
Апаратна частина:

головний рубильник (звичайно розташовується в апаратній):

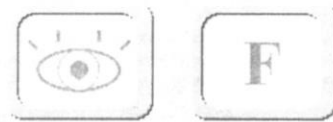
- а) кнопка "ON/OFF";
- б) кнопка "Start";

Програмна частина:

- панель керування штативом MPanel:
- кнопка включення панелі управління:



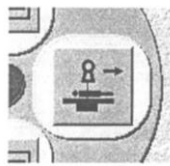
- кнопки включення режимів томографії і рентгеноскопії :



- кнопка включення живлячого пристрою:



- для зручності роботи в ході обстеження перемістите ЕЗП в крайнє праве положення – для цього скористайтесь кнопкою



(ця операція необхідна для роботи повороту кута нахилу рентгенівської трубки).

Виключення

Виключення включає наступні етапи:

Програмна частина:

панель управління штативом МРape1:

кнопка виключення пристрою живлення

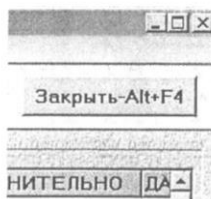


- кнопка виключення панелі керування



- програма реєстрації:

- кнопка «Закрити» (мал. 7.8)



Апаратна частина:

- пульт - штатив:
- а) кнопка "Start";
- б) кнопка "ON/OFF";
- головний рубильник (звичайно розташовується в апаратній).

Робоче місце лікаря і лаборанта

Необхідно знати: після КОЖНОГО знімка НЕОБХІДНО перезавантажувати касету! перед знімком НЕОБХІДНО переконається, що касета завантажена! ОBOB'ЯЗKОВО подивитися на панель - на що натискаємо!

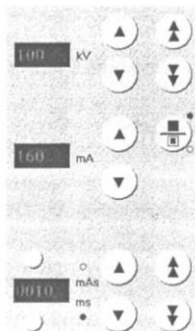
У разі заклинювання, підозрілих шумів з боку механіки або пожароопасных ситуаціях негайно вимкнути устаткування. (Для швидкого відключення є аварійна червона кнопка «ГРИБОК» - вона знаходиться на комп'ютерної і сенсорної панелі управління штатива).

Незрозумілі кнопки - ПРОХАННЯ НЕ ЧІПАТИ!

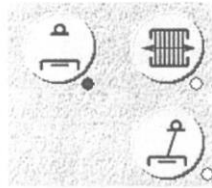
Робочі поля лаборанта:

Пристрій, що живить пристрій:

- Установка режимів роботи живлячого пристрою (kV - напруга, mA - струм, mS - час експозиції):



Кнопки зміни режимів можна утримуючи одержувати автоматичне зміни значення вибраного параметра по одиницях і десятках значень. -
Установка виду дослідження :



- режим одиночного знімка :



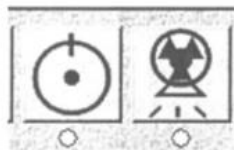
- режим томографії:



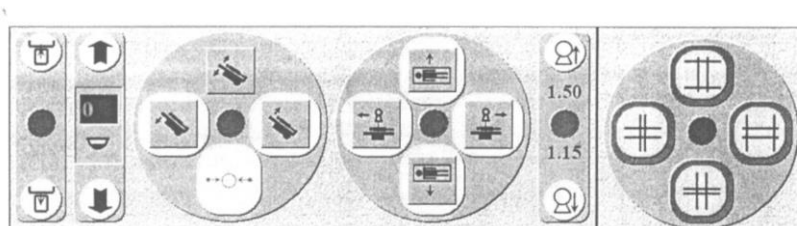
- режим отримання знімків з ґратами або них :
червоних індикаторів під кнопкою указують на активацію цього стану.

- Індикатори стану живлячого пристрою:

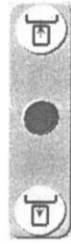
Указують на момент включення рентгена на трубці .



Панель керування приводами



- кнопки завантаження і вивантаження касети:



- кнопки притискного механізму (0-3 стани (збільшення до більшого притиску)):



- кнопки повороту столу проти і за годинниковою стрілкою (вертикально-горизонтальне положення столу штатива):



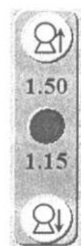
- кнопки пересування колони вліво і управо:



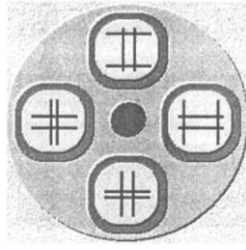
- кнопки пересування деки (від нас і до нас):



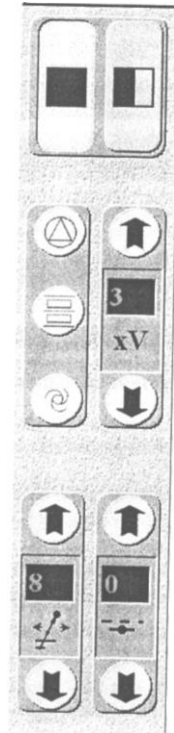
- кнопки пересування колони вгору і вниз:



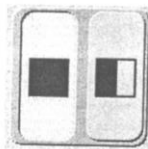
- кнопки позиціонування діафрагми:



Панель управління режимом кутового сканування -томографії



- кнопки ділення касети:



- кнопки завдання швидкості пересування трубки в режимі томографії:



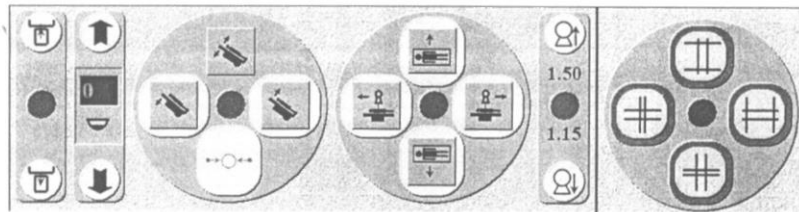
- кнопки кутового положення трубки щодо столу (деки) для режимів одиночного знімка і режиму томографії:



- кнопки вказівки глибини зрізу:



- встановити в необхідне положення стіл-штатив за допомогою пульта управління:



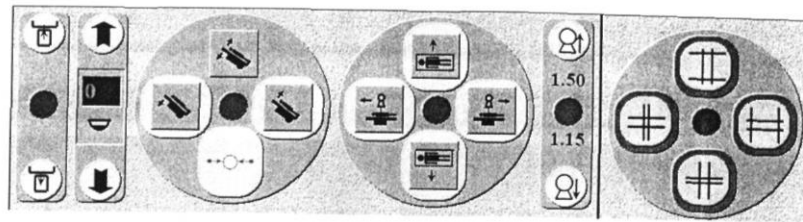
- натискаємо на кнопку... - Режим томографії
обов'язково перезарядити касету
якщо не встановлена глибина зрізу - встановити
- встановити швидкість руху трубки :



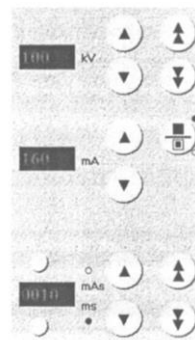
- встановити початковий кут кочення трубки:



- встановити в необхідне положення стіл-штатив за допомогою пульта керування:



- виставити режими живлячого пристрою:



- якщо необхідно активувати грати –активуємо:



- натиснути кнопку - якщо вона не активована (не горить червоним кольором індикатор) - штатив почне збиратися:

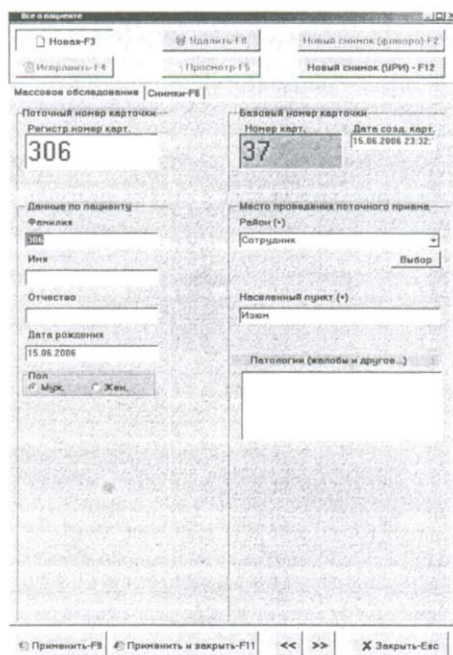


- натискаємо на кнопку...

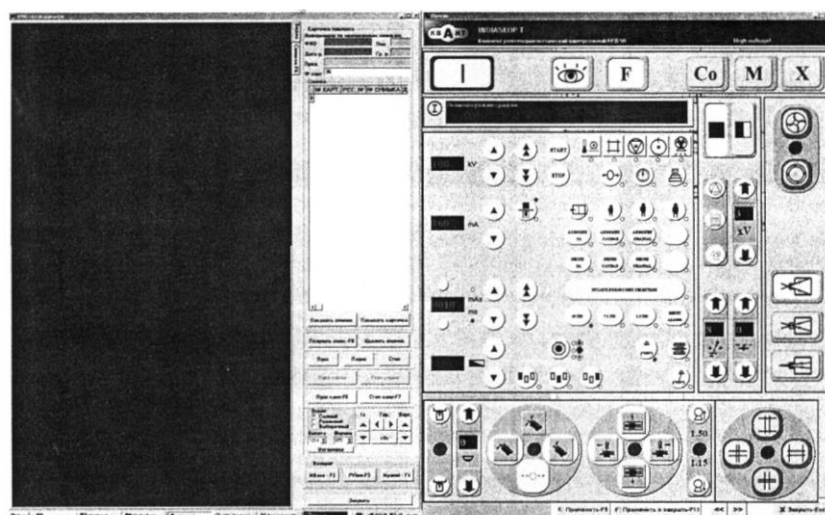
Картка пацієнта

- відкриваємо вікно картки пацієнта . Тут вводяться особисті дані пацієнта.

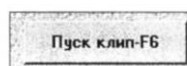
(Для введення даних використовується нижній ряд букв на клавіатурі і кнопка «ТАВ» для переходу по полях);



- переходимо в режим захоплення відеозображення і управління
СТОЛОМ- ШТАТИВОМ:



- активується кнопка «Пуск кліп». У цей момент записується
відеоролик всього процесу обстеження;



- далі в ході обстеження керування механікою комплексу може
здійснюватися як з пультовою з програмної панелі так і з механічною в
апаратній. Також можлива зйомка одиночних цифрових знімків в процесі
обстеження кнопкою в апаратній (знаходиться на аналогово-цифровому
моніторі) так і в пультовій - на програмній панелі

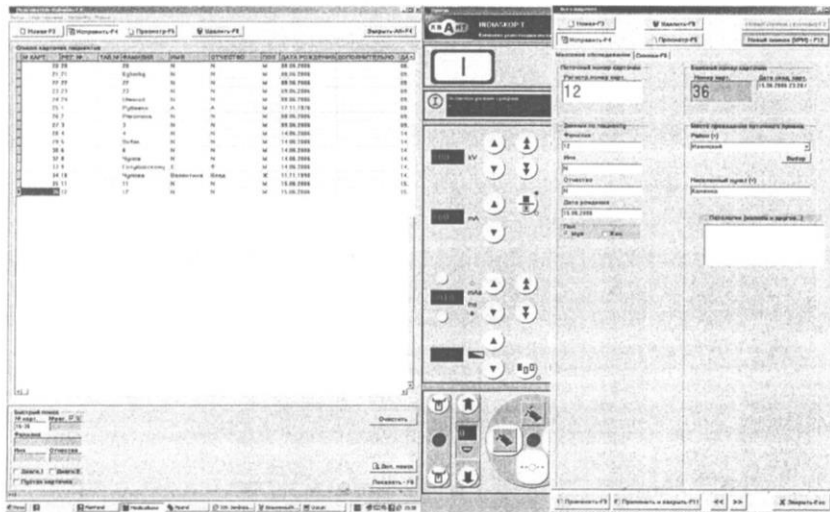
Получить сним.-F8

Також можуть бути одержані плівкові знімки скопії за допомогою натиснення правої педалі скопії (не відпускаючи лівою);

- після закінчення обстеження натискається кнопка «Стоп кліп» (рис

Показать карточка

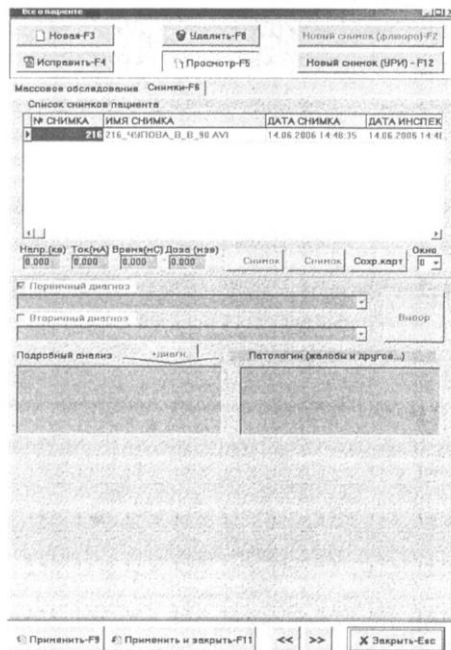
система переходить в стан далі



-далее є можливість зробити новий знімок УРІ натиснувши на кнопку на картці або перейти в інший режим роботи комплексу, перемкнувшись на панель управління штативом.

Проглядання відеоролика здійснюється відкриттям картки пацієнта.

- Натискається кнопка «Перегляд» (у поля швидкий пошук можливе введення даних по конкретному пацієнту). Далі подвійним клацанням миші по рядку цікавить нас тнформации відкривається картка, переходимо на закладку «Знімки». Далі подвійне клацання мишею по підлоги з даними по знімку відкриє трограammu перегляду відеороликів



- проглядання ролика можливе із зупинкою кліпу в потрібний момент - кнопка «Пауза», затулюванням відтворення повзунок «Частота», збільшенням изображени: кнопки «1х», переміщенням по вертикалі «Верт.», горизонталі «Гір.» і скиданням в первинне положення «>0<».

Опис діагнозів детально викладений в методичному посібнику з АПК «НЕЙРОН». Відеоролики описуються також як і одиночні знімки.

1.7. Технічне обслуговування

Основним призначенням технічного обслуговування з дня введення виробу і експлуатацію, у тому числі і технічне обслуговування в період гарантійного термін; служби, є виявлення і попередження несправностей шляхом своєчасного виконання робіт, що забезпечують працездатність виробу протягом планової періоду між черговими обслуговуваннями.

Перед проведенням робіт по контролю і технічному обслуговуванню повинна бути перевірена наявність і надійність з'єднання складових частин комплексу з шиною заземлення.

Технічне обслуговування ґрунтується на систематичному контролі і обліку технічного стану комплексу в процесі експлуатації.

Встановлюються наступні види контролю технічного стану (КТС): поточний контроль - КТС-1; плановий контроль, контроль основних технічних характеристик.

Поточний контроль проводиться щодня, безпосередньо перед експлуатацією комплексу, технічним і експлуатаційним персоналом з метою встановлення необхідності виконання планового технічного обслуговування і визначення його змісту, об'єму і способів виконання.

Плановий контроль проводиться у встановлені терміни, а саме:

КТС - 2 - не рідше за один раз на місяць;

КТС - 3 - через кожні три місяці;

КТС - 4 - через кожні шість місяців і полягає у визначенні зміни технічного стану комплексу і його складових частин попередніх КТС і ТЕ, у виявленні його зношених або пошкоджених складових частин.

Результати контролю технічного стану визначають вид технічного стану комплексу і служать основою для ухвалення рішення про необхідність і об'єм(робіт по технічному обслуговуванню.

Встановлюються наступні види технічного обслуговування:

Поточне технічне обслуговування - ТО - 1;

Планове обслуговування - ТО - 2;

Періодичність планового ТЕ відповідає періодичності, передбаченій ДЛ)

Призначенням ТЕ є, головним чином, проведення планово попереджувальних і настроювально-регулювальних робіт, що забезпечують безвідмовно! функціонування виробу в перебігу періоду до наступного планового КТС.

У разі потреби проведення додаткових робіт, останні повинні бути виконані в доповненні до планових і віднесені на черговий ви; обслуговування.

Санітарна обробка проводиться методом протирання зовнішньої поверхні однопроцентним розчином хлораміну або іншого хімічно нейтральної дезсредства.

Облік технічного стану виробу і проведених робіт після технічного; обслуговування повинні реєструватися, як правило, в журналі технічної обслуговування в установленому порядку.

Форма для обліку робіт, проведених під час технічного обслуговування приведена в розділі «Облік технічного обслуговування».

По запиту користувача підприємство-виготівник в окремих випадку: надає необхідну інформацію для проведення відновних і ремонтних робіт.

ерелік основних перевірок технічного стану комплексу приведений]
табл.5.

Таблица 5.

Перелік основних перевірок комплексу

Що перевіряється і за допомогою якого інструменту і устаткування. Методика і перевірка	Технічні вимоги	Примітка
1 Щоденну перевірку технічного стану комплексу, що проводиться перед початком роботи		КТС
1.1 Перевірка герметичності випромінювачів	Не допускається патьоків	КТС

<p>Проводиться зовнішнім оглядом. За наявності патьоків трансформаторного масла, необхідно у випромінювачі провести підтяжку гвинтів, ущільнювачів, і гайок, при необхідності доливку трансформаторного масла і вигнала повітряних міхурів при їх наявності.</p> <p>За наявності патьоків заливальної маси з розтрубів випромінювачів необхідно затягнути гайку до випромінювача.</p>	<p>трансформаторного масла і заливальної маси у випромінювачах</p>	
<p>1.2 Перевірка готовності комплексу до роботи. Перевірка готовності комплексу до роботи проводиться відповідно до розділу «Порядок роботи» технічного опису на живлячий пристрій, а так само випробуванням у дії штативних частин і екрано-снимочного пристрою (ЕЗП) методом включення відповідних клавішею і кнопок.</p>	<p>Відповідність індикації вибраним режимам і операціям; Забезпечення необхідних рухів і ходів пристроїв.</p>	<p>КТС</p>
<p>2. Періодична перевірка технічного стану комплексу, що проводиться один раз в місяць.</p>		<p>КТС-2</p>
<p>2.1. Перевірка стану ланцюгів і тросів, їх кріплення і натяжки кріплення пересувних пристроїв комплексу. Проводиться оглядом ланцюгів і їх кріплення у врівноважуючих механізмах комплексу і методом випробування стану затягування кріплення пересувних частин пристроїв комплексу</p>	<p>Не допускається ослаблення кріпильних болтів і натягачів ланцюгів</p>	<p>КТС-2</p>

1.8. Розрахунок відношення „сигнал/шум”

Відповідно до завдання дипломного проекту встановлено допустиму дозу рентгенівського випромінювання, необхідну для отримання якісного тіньового знімку на рівні $P_{експ}^{дон} = 0.5 \cdot 10^{-3}$ (P/кадр). Необхідно розрахувати кількість електронів, що потрапляє до потенціальної ями пікселя при даній дозі випромінювання і відношення сигнал/шум.

Відмітимо, що у тих випадках, коли внутрішній фотоефект приводить до надлишкової кількості електронів, що перевищує глибину потенціальної ями, заряд ПЗЗ елемента починає «розтікатися» по сусіднім пікселям. На знімках це явище, назване «блюмінгом» (від англійського blooming – розмивання), відображається у вигляді плям білого кольору правильної форми, і чим більше надлишкових електронів, тим крупніше плями. Тому отримання якісного зображення можливо лише за виконання умови [25]:

$$N < N^{\max}, \quad (1.1)$$

де: N – кількість електронів, викликаних фотоефектом, що приходить на один піксель; N^{\max} – ємність потенціальної ями пікселя.

З формули (1.29) отримаємо вираз для переходу від допустимої дози випромінювання до світності люмінесцентного екрану:

$$M_{св}^{дон} = \frac{\pi \cdot P_{експ}^{дон} \cdot G}{t_{зи}}. \quad (1.2)$$

Підставивши дані у вираз (1.31), розрахуємо значення світності екрану, що відповідає допустимій дозі рентгенівського випромінювання:

$$M_{св}^{дон} = \frac{\pi \cdot 0.5 \cdot 10^{-3} \cdot 6.94 \cdot 10^4}{0.05} = 2.18 \cdot 10^3 \left[\frac{\text{Лм}}{\text{м}^2} \right].$$

З виразу (1.1) отримаємо формулу для визначення кількості електронів, що з’являються у потенціальній ямі пікселя ПЗЗ приймача при даній світності екрану:

$$N^{\partial on} = \frac{M_{св}^{\partial on} \cdot t_{нак} \cdot A_{ПН} \cdot S_{макс} \cdot \alpha_0}{680} \cdot \frac{\int_0^{\infty} X(\lambda) S_{відн}(\lambda) d\lambda}{\int_0^{\infty} X(\lambda) V(\lambda) d\lambda}, \quad [e^-]. \quad (1.3)$$

Відповідно до (1.32), маємо:

$$N^{\partial on} = \frac{2.18 \cdot 10^3 \cdot 0.05 \cdot 5.76 \cdot 10^{-10} \cdot 2.0364 \cdot 10^{18} \cdot 3.297 \cdot 10^{-4}}{680} \cdot \frac{1.56315 \cdot 10^{-8}}{1.07988 \cdot 10^{-8}} = 89336 \quad (e^-)$$

Порівнюючи отримане значення кількості електронів у потенціальній ямі при допустимій дозі рентгенівського випромінювання ($N^{\partial on} = 89336 \quad e^-$) з максимальною ємністю потенціальної ями приймача ($N^{\max} = 1.5 \cdot 10^6 \quad e^-$), робимо висновок, що умова (1.30) виконується.

Отже, ПЗЗ приймач працює у рекомендованих виробником режимах при заданій дозі випромінювання.

Розрахуємо співвідношення сигнал/шум приймача як відношення усіх електронів, що потрапили у потенціальну яму до сумарного значення СКВ шуму:

$$\mu = \frac{N_{\partial on}}{N_{ш}}. \quad (1.4)$$

Значення сумарного СКВ шуму отримаємо за формулою (1.3.):

$$N_{ш} = \sqrt{89336 + 20^2} = 299.6 \quad (e^-).$$

Підставивши дані в (1.3), розрахуємо значення відношення сигнал/шум:

$$\mu = \frac{89336}{299.6} = 298.2.$$

Висновок по конструкторській частині

В даному розділі було розглянуто методики використання рентгенівських діагностичних комплексів, а саме види рентгенівських апаратів, особливості їх будови. Розглянуті принципи дії рентгенівського випромінювання його впливу на організм людини. Послідовність проведення діагностичних процедур, точність отримання результатів, протипоказання.

2. ТЕХНОЛОГІЧНА ЧАСТИНА

2.1. Аналіз технологічності виробу

Технологічністю конструкції називається така властивість окремих деталей, складальних одиниць і приладів в цілому, при якій для даних умов, даній програмі випуску та даних технічних вимогах до приладу забезпечується найбільш швидке та економічне освоєння його виробництва, а також найбільш раціональне його виготовлення.

Технологічність конструкції системи рентгенодіагностики та її деталей треба розглядати як функцію програми випуску й серійності та треба розуміти як комплексне рішення задачі, що враховує вимоги технологічних процесів всіх стадій виробництва.

Конструкція буде технологічною, якщо вона має найменшу трудомісткість і найбільш короткий виробничий цикл; найбільшу уніфікацію й нормалізацію складальних одиниць і деталей; широку можливість використання найбільш простих і раціональних операцій, а також можливість автоматизації складання при найменшій кількості матеріалів і обладнання. Треба, щоб для складальних одиниць забезпечувалась простота складання всіх деталей і складальних одиниць без пригонки та доробки, без селективної підгонки, що забезпечується економічно придатними допусками в розмірних, кінематичних й електричних ланцюгах; можливість паралельного складання, що скорочує виробничий цикл; можливість найбільшої диференціації складання.

Для всіх виробів при відпрацюванні конструкції приладу на технологічність стоять такі задачі: зниження трудомісткості виготовлення; використання стандартних складових частин; використання уніфікованих складових частин; використання уніфікованих елементів конструкцій деталей; можливість використання типових технологічних процесів.

2.1.1. Основні критерії технологічності

Одним з найважливіших елементів якості для любого виробу виробництві являється технологічність виробу. Технологічність оцінюється показниками, які називаються критеріями. Проведемо розрахунки по нашій системі рентгенодіагностичній.

Основні критерії:

1) критерій трудомісткості:

$$K_{TP} = \frac{T_{TP.B.}}{T_{TP.B.B.}} < 1,$$

де $T_{TP.B.}$ - трудомісткість виробу, що запускається у виробництво, дорівнює всьому циклу виготовлення;

$T_{TP.B.B.}$ - трудомісткість базового виробу, яка вибирається з групи раніш випускаємих однотипних виробів, що мають найбільший показник в кон'юктурності.

2) критерій собівартості:

$$K_C = \frac{C_{B.}}{C_{B.B.}} < 1,$$

де $C_{B.}$ - собівартість виробу.

$C_{B.B.}$ - собівартість базового виробу.

Ці показники придатні для виробництва, де є свої показники кожного робочого місця, характерні для даного заводу і даного цеху.

2.1.2. Відносні показники технологічності

Вони характеризують конструктивну і технологічну складність виробу.

1) показник конструкторської складності:

$$K_{CL} = \frac{N_{\Sigma}}{n_{\Sigma}} = \frac{13}{56} = 0,23$$

N_{Σ} – число всіх складальних одиниць на схемі структурного складу;

n_{Σ} – число всіх деталей в приладі, з урахуванням їх кількості.

Якщо: $K_{сл} < 0,1$ – погана технологічність;

$K_{сл} = 0,1-0,2$ – задовільна технологічність;

$K_{сл} > 0,2$ – хороша технологічність.

Оскільки, $> K_{сл} 0,2$ – хороша технологічність.

2) показник уніфікації виробу:

$$K_{ун.} = \frac{N_{ун.} + n_{ун.}}{N_{\Sigma} + n_{\Sigma}} = \frac{6+18}{13+56} = \frac{24}{69} = 0.34.$$

$N_{ун.}$ – число уніфікованих складальних одиниць на схемі структурного складу;

$n_{ун.}$ – число всіх уніфікованих деталей в приладі;

N_{Σ} – число всіх складальних одиниць на схемі структурного складу;

n_{Σ} – число всіх деталей в приладі.

Якщо: $K_{ун.} < 0,25$ – то погана технологічність;

$K_{ун.} = 0,25-0,5$ – задовільна технологічність;

$K_{ун.} > 0,5$ – хороша технологічність.

Оскільки, $K_{ун.} = 0,77 > 0,5$ то значить тут задовільна технологічність.

3) критерій уніфікації вузлів:

$$K_{ун.N} = \frac{N_{ун.}}{N_{\Sigma}} = \frac{6}{13} = 0,46.$$

$N_{ун.}$ – число всіх уніфікованих складальних одиниць схеми структурного складу;

N_{Σ} – число всіх складальних одиниць на схемі структурного складу;

Якщо: $K_{ун.N} < 0,2$ – погана технологічність;

$K_{ун.N} = 0,2-0,4$ – задовільна технологічність;

$K_{ун.N} > 0,4$ – хороша технологічність.

Оскільки, $K_{ун.N} = 0,7$ то тут хороша технологічність.

4) критерій уніфікації деталей:

$$K_{ун.n} = \frac{n_{ун.}}{n_{\Sigma}} = \frac{18}{56} = 0.32$$

$n_{ун}$ – число всіх уніфікованих деталей в приладі;

n_{Σ} – число всіх деталей в приладі.

Якщо: $K_{ун.п} < 0,3$ – погана технологічність;

$K_{ун.п} = 0,3-0,6$ – задовільна технологічність;

$K_{ун.п} > 0,6$ – хороша технологічність.

Оскільки, $K_{ун.п} = 0,34$ - задовільна технологічність.

5) критерій уніфікації технологічних складальних процесів

Уніфіковані операції - операції, які широко застосовуються на виробництві, раніше освоєні, для яких існує обладнання, технологічний процес самої операції, не потребують додаткового освоєння.

При цьому розглядаються всі технологічні процеси підприємства (заготівельні, оброблюючі та збірні), але так як ми не маємо доступу до жодного підприємства, то цей показник не розраховуємо.

$$K_{ун.т.п.} = \frac{Q_{ун.оп.}}{Q_{\Sigma оп.}}$$

$Q_{ун.оп.}$ - число всіх уніфікованих операцій;

$Q_{\Sigma оп.}$ - число всіх операцій.

Якщо: $K_{ун.т.п} < 0,5$ – погана технологічність;

$K_{ун.т.п} = 0,5-0,75$ – задовільна технологічність;

$K_{ун.т.п} > 0,75$ – хороша технологічність.

Оскільки, $K_{ун.т.п} = 0,72$ лежить в межах $0,5-0,75$ – задовільна технологічність.

$K_{в} = (0,23+0,34 +0,46+0,32 +0,72)/5 = 0,4$ (задовільна технологічність).

Розрахувавши всі ці показники технологічності, ми можемо зробити висновок, що відносний показник технологічності – задовільний.

6) Комплексний показник технологічності:

Вибирається нерівномірний розподіл впливу показника на

технологічність:

$$K_{\kappa} = \frac{\sum_{i=1}^n K_i K_{ic}}{\sum_{i=1}^n K_{ic}} = \frac{0,23 \cdot 0,11 + 0,34 \cdot 0,18 + 0,46 \cdot 0,2 + 0,32 \cdot 0,21 + 0,72 \cdot 0,3}{1,0} = 0,4617$$

де K – комплексний показник технологічності; K_i – частковий показник технологічності; K_{ic} – коефіцієнт економічної еквівалентності i – го часткового показника.

2.2 Розрахунок точності механоскладальних робіт

До приладів пред'являються певні вимоги по точності показань або на

- вихідні параметри за заданих умов експлуатації При цьому повинна

- забезпечуватися надійність роботи приладу та необхідний термін його роботи.

Всі ці вимоги забезпечуються правильним і обґрунтованим вибором

- принципової схеми приладу та його конструкції, а також технологією

- виготовлення деталей і складання приладу. Однією з основних умов

- технологічності конструкції приладу при виконанні його складання в серійному і масовому виробництві є взаємозамінність складальних одиниць і деталей.

У процесі виробництва приладів неминучі похибки в виготовленні деталей і складальних одиниць. Тому вихідні параметри складальних одиниць і приладів відрізняються від номінальних значень. Врахувати вплив на вихідні параметри складальних одиниць або приладу – це означає здійснити розрахунок геометричної точності та розрахунок приладу за

фізичну взаємозамінність (розрахунок параметричної точності).

Необхідна точність складання (геометрична точність) може забезпечуватися різними методами залежно від вимог точності й програми випуску. В приладобудуванні застосовують в основному п'ять методів забезпечення точності:

- метод повної взаємозамінності;
- метод часткової (неповної) взаємозамінності;
- метод підбору (групова взаємозамінність);
- метод регулювання;
- метод пригону (підбору або виготовлення "по місцю").

Розрахунок геометричної точності зводиться до розрахунку розмірного ланцюга. Необхідність розрахунку розмірного ланцюга повинна бути обґрунтована. Розрахунок ланцюга передуює складання конструктивної схеми виробу і його складових частин за складальним кресленням, за якими визначається розмірний ланцюг.

Згідно з ГОСТ 16319-80 розрізняють пряму і обернену задачі розрахунку розмірних ланцюгів.

Найтиповішою в технологічній практиці є рішення прямої задачі.

В цьому випадку визначається розмір (номінальний розмір та відхилення) замикаючої ланки за відомими розмірами складових ланок розмірного ланцюга.

Пряма задача

Координатний метод

Знаходимо координату середини кожного допуску зі своїми знаками (+) або (-) згідно посадки допуску відносно базової основної лінії 0-0:

$$K = \frac{(BB) + (HB)}{2}$$

де *BB* та *HB* – верхнє та нижнє відхилення кожного допуску розмірної ланки зі своїм знаком (+) або (-). При цьому *BB* або *HB* можуть

дорівнювати нулю.

В даному підрозділі розглядається складальна одиниця випромінювача рис.2.1.

Рис. 2.1. Схема розмірного ланцюга заданого вузла

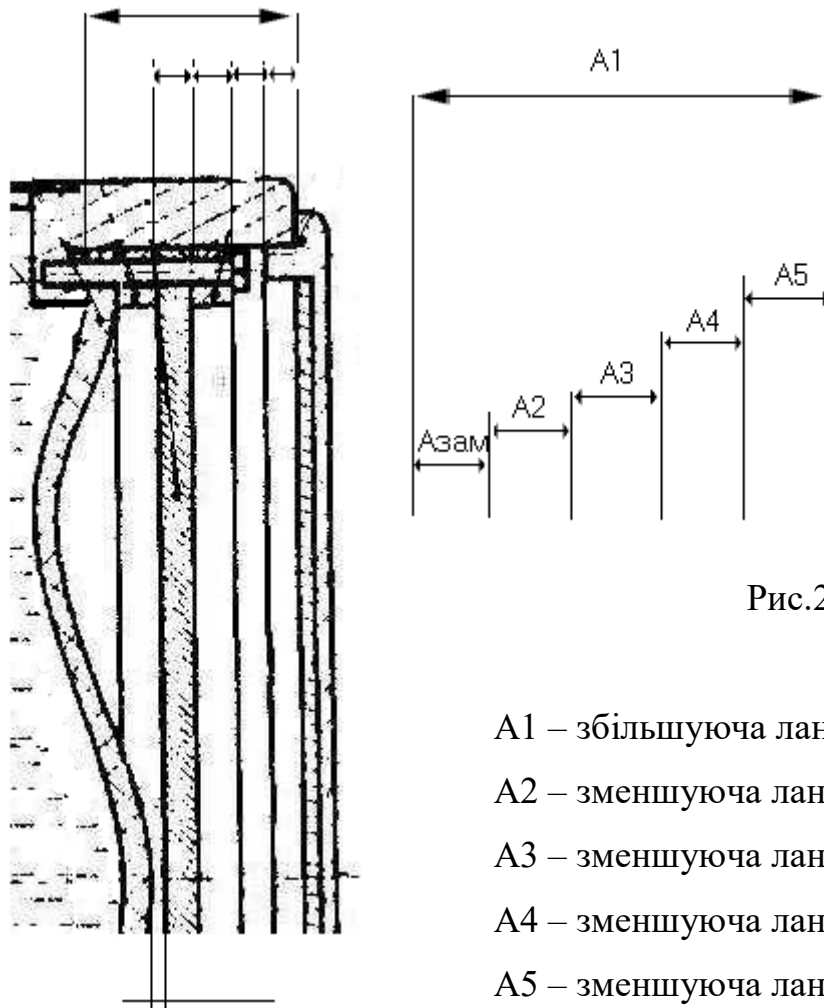


Рис.2.2. Розмірний ланцюг

A1 – збільшуюча ланка	$\delta_1 = 0,1$
A2 – зменшуюча ланка	$\delta_2 = 0,15$
A3 – зменшуюча ланка	$\delta_3 = -0,15$
A4 – зменшуюча ланка	$\delta_4 = 0,03$
A5 – зменшуюча ланка	$\delta_5 = 0,05$

$$A_{\text{зам}} = A_1 - (A_2 + A_3 + A_4 + A_5) = 40 - 38$$

= 2 мм.

Знаходимо величину допуску на замикаючу ланку $\delta_{\text{зам}}$ за формулою

$$\delta_{\text{зам}} = \sum_{i=1}^5 |\delta_i| = 0,1 + 0,15 + 0,15 + 0,03 + 0,05 = 0,48$$

Визначимо необхідні відхилення допуску замикаючої ланки:

$$(BB)_{зам} = K_{зам} + 0.5 \cdot \delta_{зам} = 0.01 + 0.5 \times 0.48 = +0.25 \text{ мм}$$

$$(HB)_{зам} = K_{зам} - 0.5 \cdot \delta_{зам} = 0.01 - 0.5 \times 0.48 = -0.23 \text{ мм}$$

$$\text{Маємо } A_{зам} = 2^{+0.25}_{-0.23} \text{ мм.}$$

Екстремальний безномінальний (пряма задача)

Цей метод найпростіший і рекомендується виробництву. У разі застосування методу визначають $(BB)_{зам}$ і $(HB)_{зам}$:

$$(BB)_{зам} = \sum_1^n (BB_i)_{зб} - \sum_1^q (HB_j)_{зм} ;$$

$$(HB)_{зам} = \sum_1^n (HB_i)_{зб} - \sum_1^q (BB_j)_{зм} , \text{ де}$$

(BB) та (HB) - верхнє і нижнє відхилення допусків складових ланок, які взято зі своїми знаками. Очевидно, що даний метод найтехнологічніший і простий у застосуванні. Розрахуємо за поданими формулами відхилення замикаючої ланки

$$(BB)_{зам} = 0.2 - (-0.15) = +0.25 \text{ мм} ;$$

$$(HB)_{зам} = 0 - (0.15 + 0.03 + 0.05) = -0.23 \text{ мм} ;$$

Таким чином, замикаюча ланка має такий розмір $A_{зам} = 2^{+0.25}_{-0.23} \text{ мм.}$

2.3. Розробка технологічної схеми складання приладу

Технологічна схема складання приладу представляє собою не лише комплектувальну належність, а й послідовність складання. Вона містить окремі вітки вузлових складань і загального складання приладу. Кожна вітка починається з базової деталі або з базового вузла, за які беруть складні деталі або складальні одиниці нижчих ступенів складання.

В якості основної базової деталі відносно якої, відбувається процес

складання є плита на, яку послідовно встановлюють наступні деталі а саме каретка, кронштейн, колона, електричний блок, рентгенівський блок.

Складання відбувається послідовно згідно розробленої технологічної схеми складання, що представлена в додатку до даної дипломної роботи.

2.4.Схеми складання приладу

Схема структурного складу приладу вказує комплектувальну належність елементів приладу. Її склад вказує ступінь розчленованості на вузли, характер зв'язків між окремими елементами та ланцюгами. Схему використовують для розробка схеми складального складу, подальшого проектування технологічного процесу складання, а також для диспетчерських виробничих служб підприємства, яка наочно показує необхідний порядок комплектування складання потрібними складальними елементами та складання графіка постачання усіх підрозділів підприємства та організаціями – суміжниками.

Дана структурна схема складання має просту структуру, що складається з двох рівнів, на першому рівні розташовані всі деталі і складальні одиниці, що входять до специфікації, на другому рівні утворюється готовий виріб. Структурна схема складання наведена в додатку до даної дипломної роботи.

2.5. Розробка маршрутних карт

Маршрутні карти розроблені згідно спроектованої технологічної схеми складання, заповнені маршрутні карта розміщені в додатках до даної дипломної роботи

Висновок до технологічній частині

В технологічній частині дипломного проекту було розраховано технологічність розробленого апарату для рентгенівської діагностики. Також було розроблено технологічну схему складання і схему складального складу. На основі даних схем було створено технологічний процес складання який описаний в маршрутній і маршрутно операційній картах.

Було проведено розрахунки замикаючої ланки, а також допусків на замикаючу ланку.

Висновки

В ході виконання дипломного проекту було розглянуто сучасні методи візуалізації, зазначено їх переваги та недоліки, а також небезпеки, пов'язані з їх використанням та вказано на необхідність створення нових вітчизняних цифрових рентгенапаратів. Проведено пошук об'єктів інтелектуальної власності, який свідчить про їх значну кількість та значимість для сучасної медицини. На основі існуючих аналогів виробу розглянуто різні схемні рішення цифрових приймачів рентгенівського випромінювання, з'ясовано переваги і недоліки систем з даними приймачами. В результаті виконаного аналізу встановлено, що найбільш прийнятним з точки зору безпеки для пацієнтів, надійності і доступності є використання приймачів побудованих за схемою „екран – оптика – ПЗЗ матриця”. Відповідно до обраної схеми цифрового приймача рентгенівського випромінювання розроблено функціональну схему виробу. В результаті енергетичного розрахунку приймача рентгенівського випромінювання визначено граничне значення експозиційної дози рентгенівського випромінювання $P_{експ}^{nop} = 1.148 \cdot 10^{-7} (P)$, яке приймач здатен зареєструвати, а також співвідношення сигнал/шум приймача, що становить $\mu = 298.2$.

В технологічній частині розглянуто питання забезпечення технологічності конструкції виробу та розраховано часткові і комплексні показники технологічності. Також розроблено структурну схему складання виробу і технологічну схему складання. Крім того виконано розрахунки розмірного ланцюга.

Література

1. Белова И.Б., Китаев В.М. Малодозовая цифровая рентгенография в профилактических обследованиях населения// Радиология-практика, 2001, №2, с. 22-26.
2. Путеводитель по диагностическим изображениям: Справочник практического врача/ Ш.Ш. Шотемор, И.И. Пурижанский, Т.В. Шевякова и др. – М: Советский спорт, 2001. 400 с., ил.
3. Коваль Г.Ю. Основы медицинской рентгентехники и методики рентгенологического исследования в клинической практике. – К.: Здоров'я, 1991. – 272 с.
4. Л. Кромвелл, М. Адити, Ф. Вейбел. Медицинская электронная аппаратура для здравоохранения. – М.: Радио и связь, 1981. – 344с.
5. Евфимьевский Л.В., Зеликман М.И., Садиков П.В. Опыт клинического использования малодозовых цифровых флюорографов// Радиология-практика, 2003, №2, с. 2-7.
6. Зінченко О.В. Достовірність та ефективність методів мамографії / Зінченко О.В., Терещенко М.Ф. // Збірник праць XIV Всеукраїнської науковопрактичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні» 4-5 грудня 2018 р, Київ, ПБФ, НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», — 2018. — с. 269-272
7. Основы рентгенодиагностической техники: Учеб. пособие для студ. мед. вузов / Н.Н. Блинов (ред.). — М. : Медицина, 2002. — 389с.
8. Переслегин И.А. Технические средства рентгенодиагностики. – М.: Медицина, 1980. – 362 с.
9. Реферат 2002113518 Россия, МПК А61В6/03. Цифровой рентгенодиагностический аппарат/Щетинин В. В., Черный А. Н. ; Рос. – № а 2005 00396; Заявл. 2002.05.24. Опубл. 2002.05.24.
10. Реферат. 2185777 Россия, МПК А61В6/02. Устройство для

- среофлюорографии/ Болдин А. В., Ильичев Е. Ю., Черний А. Н. ; Рос. – № а 2005 00396; Заявл. 2001.04.26. Оpubл. 2001.04.26
11. Пат. 2 290 064 Россия, МПК А61В6/02. Способ рентгенодиагностики./ Серова Е. В., Кантер Б. М., Ратобылский Г. В., Черний А. Н.; Рос. – № а 2005118981/14; Заявл. 21.06.2005. Оpubл. 27.12.2006. Бюл. №36.
 12. Блинов Н.Н., Варшавский Ю.В., Зеликман М.И. Цифровые преобразователи изображения для медицинской радиологии // Компьютерные технологии в медицине. 1997. № 3. С. 19–23.
 13. Зеликман М.И. Цифровые приемники для рентгенодиагностических аппаратов. / Радиология-практика, 2001. №1. С. 30 – 34.
 14. Б.И.Леонов, Э.Б.Козловский, Н.Н. Блинов, А.Н. Гуржиев. Сравнительные характеристики отечественных цифровых флюорографов// Здравоохранение и медицинская техника, 2004, №4 (8). с.34-35.
 15. Блинов Н.Н. Рекомендации по определению квантовой эффективности детектора рентгеновского излучения// Медицинская физика, 2004, №2. с. 36-40.
 16. Зеликман М.И. Особенности контроля характеристик цифровых рентгенодиагностических систем// Медицинская техника, 2002, №5. с.3-6.
 17. Евфимьевский Л.В., Зеликман М.И. Цифровое архивирование и обработка результатов профилактических исследований грудной клетки// Пульмонология. 1999. № 4. С. 18–20.
 18. Одарич В.А. Основи та методи теорії розрахунку оптичних систем. Частина II. Оптичні системи та їх елементи: Навч. посібник. – К.: Видавничо-поліграфічний центр „Київський університет”, 2002. – 291 с.
 19. Бегунов Б.Н., Заказнов Н.П. Теория оптических систем. – М.: Машиностроение, 1973. – 488 с.
 20. Князев М.Г., Бондаренко А.В., Докучаев И.В. Расчет пороговых значений потока излучения и освещенности для ПЗС матриц Kodak KAI-1003M, Kodak KAI-1020 и Philips FTF3020M

21. Гершунский Б.С. Справочник по расчету электронных схем. – К.: Вища школа, 1983. – 240 с.
22. Хорович П., Хилл У. Искусство схемотехники: В 3-х т. Пер. С англ.. – 4-е изд., перераб. и доп. – М.: Мир, 1993.
23. Основи технології складання приладів: Підручник / В.О.Румбешта. – К.: ІСДО. 1993.- 303 с.
24. Tymchik G.S. The temperature method of control in a magnetotherapy / G.S. Tymchik, M.F. Tereshchenko, V.U. Rudyk // XIV PhD Workshop OWD 2012, Wisla. - P. 318-324.
25. Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої: монографія / Терещенко М.Ф. Тимчик Г. С., Чухраєв М.В. Кравченко АЮ. - Київ.: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2018. -184 с.
<http://ela.kpi.ua/handle/123456789/25501>
26. Tymchik G. Investigation Thermal Conductivity of Biological Materials by Direct Heating Thermistor Method / G. Tymchik, S. Vysloukh, N. Tereshchenko, S. Matvienko. – 2018 IEEE 38th International Conference on ELECTRONICS AND NANOTECHNOLOGY (ELNANO), April 24-26, 2018, – Kyiv, Ukraine. – pp. 429-434.
27. Цапенко, В.В. Комплексный излучатель ультратонотерапии/В.В. Цапенко, Н.Ф.Терещенко, Н.В. Чухраев. Приборостроение-2015: материалы 8й международной научно-технической конференции, Минск, 25-27 ноября 2015 г.: в 2 т.Белорусский национальный технический университет; редкол.: ОК Гусев [и др.].Минск, 2015.Т. 1.С. 158-159.
28. Kyrylova, A., Tereshchenko, N., (2011) Estimation of ultrasound influence on biological tissue. XIII International PhD Workshop OWD 2011, Conference Archives PTETIS, (pp. 319—323). Wisla.

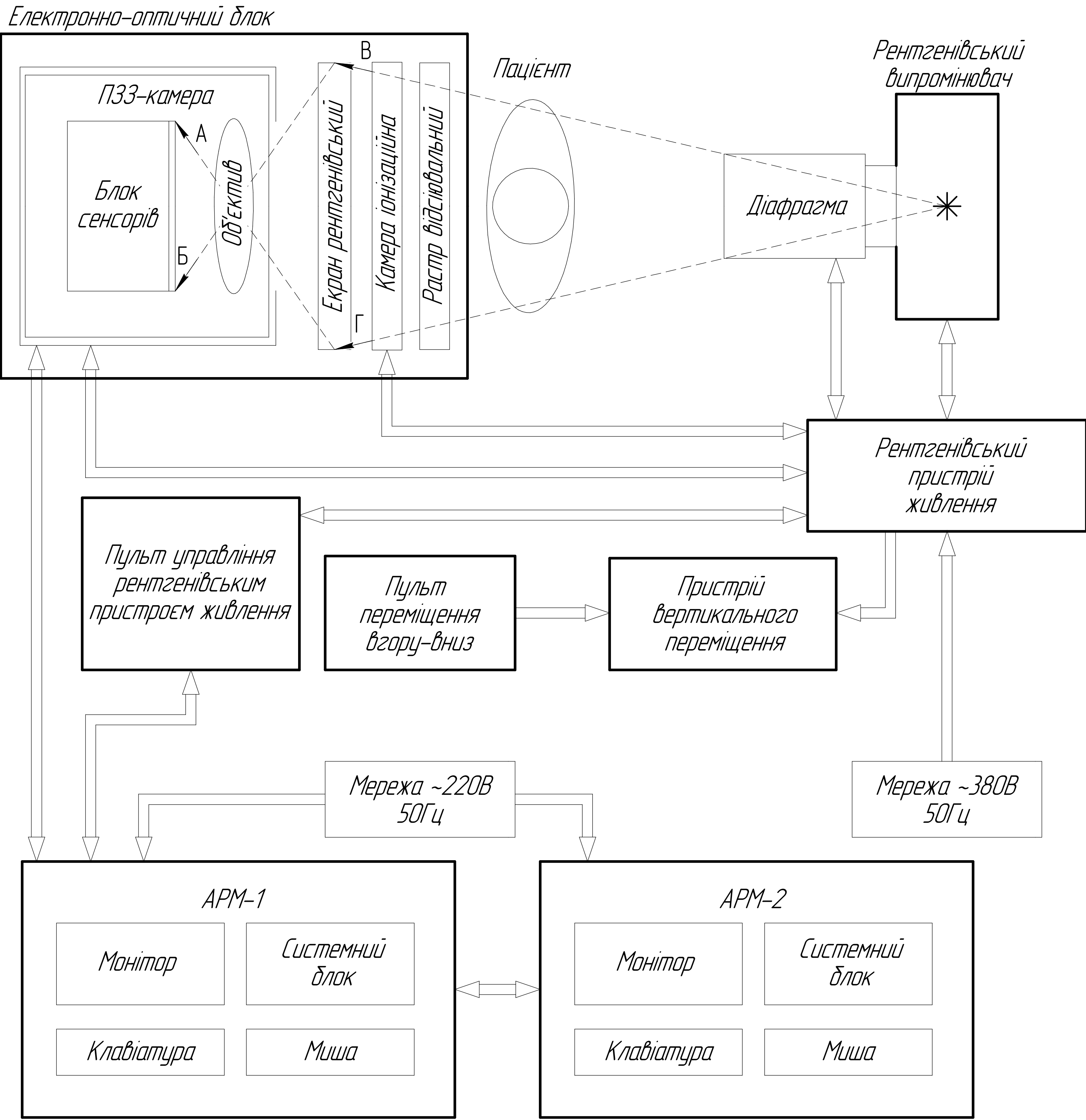
29. Терещенко М.Ф. Біофізика: підручник / М.Ф. Терещенко, Г. С.Тимчик, І.О. Яковенко. - Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019.- 444 с. ISBN 978-966-622-942-0
<http://ela.kpi.ua/handle/123456789/27589>

			Маршрутна карта									Літера									
Матеріал			Код ед.	Масса	Заготовка						Од.	Норм	Коэф								
Найменування, марка			Код	вим.	деталі	Код и вид		Профиль и розміри		Кіль . дет.	Масса	нор м.	а росх.	ф вик. Мат .							
Рентгенодіагностична система																					
Номер			Найменування і Склад операції				Оборудование (найменування, код, инв.№)		Пристрій та інструмент (найменування, код)		Коэф. шт. вр.	Кіл.роб	Кіл.одн. обр.дет.	Код тар. сітки	Обєм виготов. партії	Т п.з.					
Цеха	Участка	Операції									Код проф.	Розр. роб.				Т шт.					
1	2	3	4				5		6		7	8	9	10	11	12					
		005	Підготовча				Підставка														
		010	Складальна				Підставка		Набір слюсарних інструментів												
			1. На плиту поз.1 кріпити						інструментів												
			Колону поз.2 з.						Паяльник												
			2. Контроль плита з колоною																		
			в зборі																		
											Розроб.	Богачук Д.О.				Лист					
											Перевір.	Терещенко М.Ф.				1					
																Листов					
	Вим.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	Вим .	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	Н.контр.					3					

[illegible]

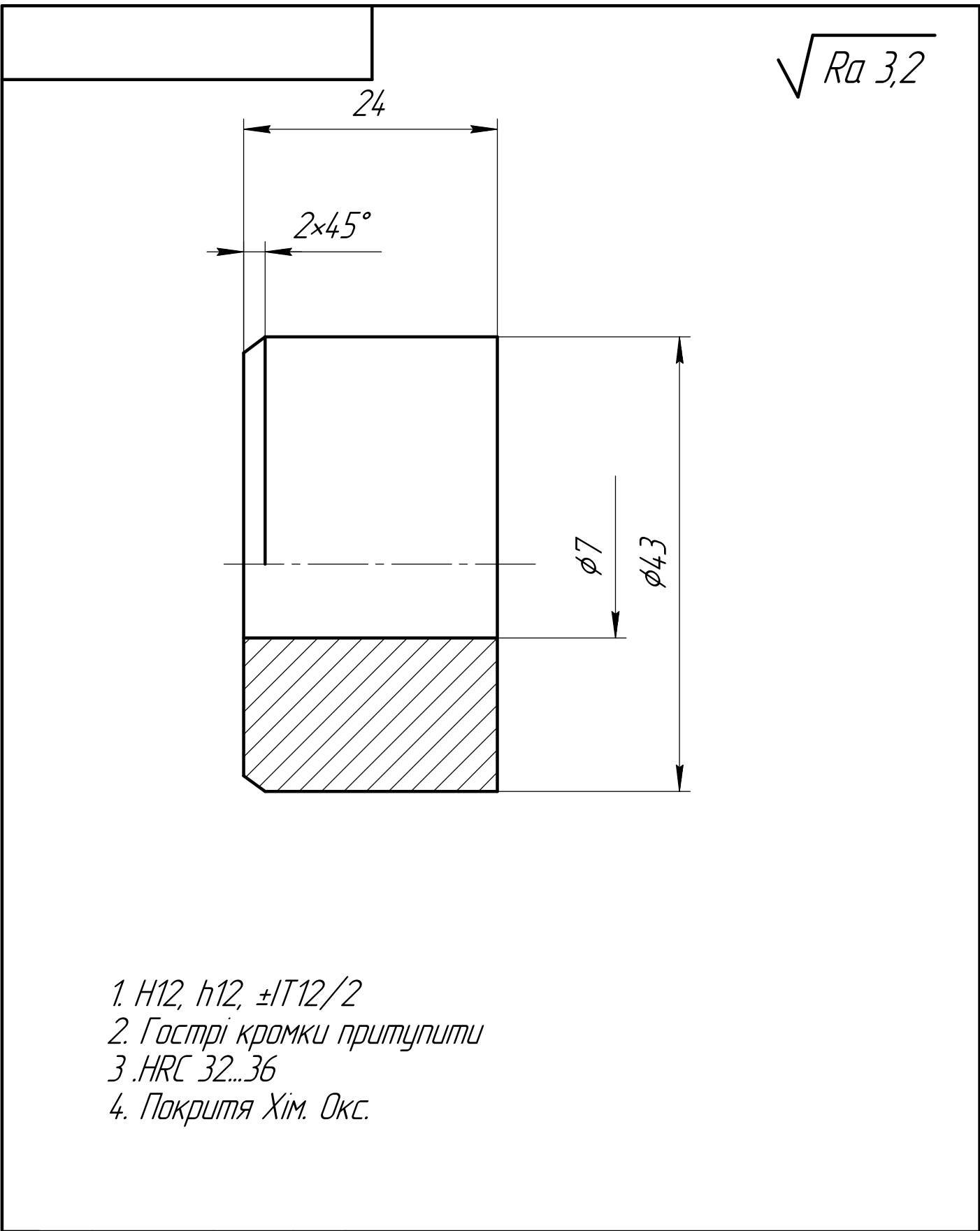
1	2	3	4					5		6	7	8	9	10	11	12
		015	Контрольна					Обладнання для								
			Перевірити складання					контролю і								
			на функціональність					перевірки виробу								

Перв. примен.	ДППБ51304.1702.004																																																																
Справ. №	<div>Рентгенівські апарати</div> <div><div>Апарати діагностичні</div><div>Апарати терапевтичні</div></div>																																																																
	<div><div>Стационарні</div><div>Флюорографічні</div><div>Електрорентгенографічні</div><div>Дентальні</div><div>Томографи</div><div>Стационарні</div><div>Експозиційні</div><div>Для близько-фокусної рентгенотерапії</div></div>																																																																
Подп. и дата	Инв. № дубл.	Взам. инв. №	Подп. и дата																																																														
Инв. № подл.	<table><tr><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td colspan="4">ДППБ51304.1702.004</td></tr><tr><td>Изм.</td><td>Лист</td><td>№ докум.</td><td>Подп.</td><td>Дата</td><td rowspan="4">Класифікація рентгенівських апаратів</td><td>Лит.</td><td>Масса</td><td>Масштаб</td></tr><tr><td>Разраб.</td><td></td><td>Богачук</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td>1:1</td></tr><tr><td>Пров.</td><td></td><td>Терещенко</td><td></td><td></td><td>Лист</td><td>Листов</td><td>1</td></tr><tr><td>Т.контр.</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td colspan="3">ПБФ ПБ351</td></tr><tr><td>Н.контр.</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td colspan="4"></td></tr><tr><td>Утв.</td><td></td><td>Терещенко</td><td></td><td></td><td colspan="4">Копировал Формат А3</td></tr></table>										ДППБ51304.1702.004				Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Класифікація рентгенівських апаратів	Лит.	Масса	Масштаб	Разраб.		Богачук					1:1	Пров.		Терещенко			Лист	Листов	1	Т.контр.					ПБФ ПБ351			Н.контр.									Утв.		Терещенко			Копировал Формат А3			
					ДППБ51304.1702.004																																																												
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Класифікація рентгенівських апаратів	Лит.	Масса	Масштаб																																																									
Разраб.		Богачук						1:1																																																									
Пров.		Терещенко				Лист	Листов	1																																																									
Т.контр.						ПБФ ПБ351																																																											
Н.контр.																																																																	
Утв.		Терещенко			Копировал Формат А3																																																												



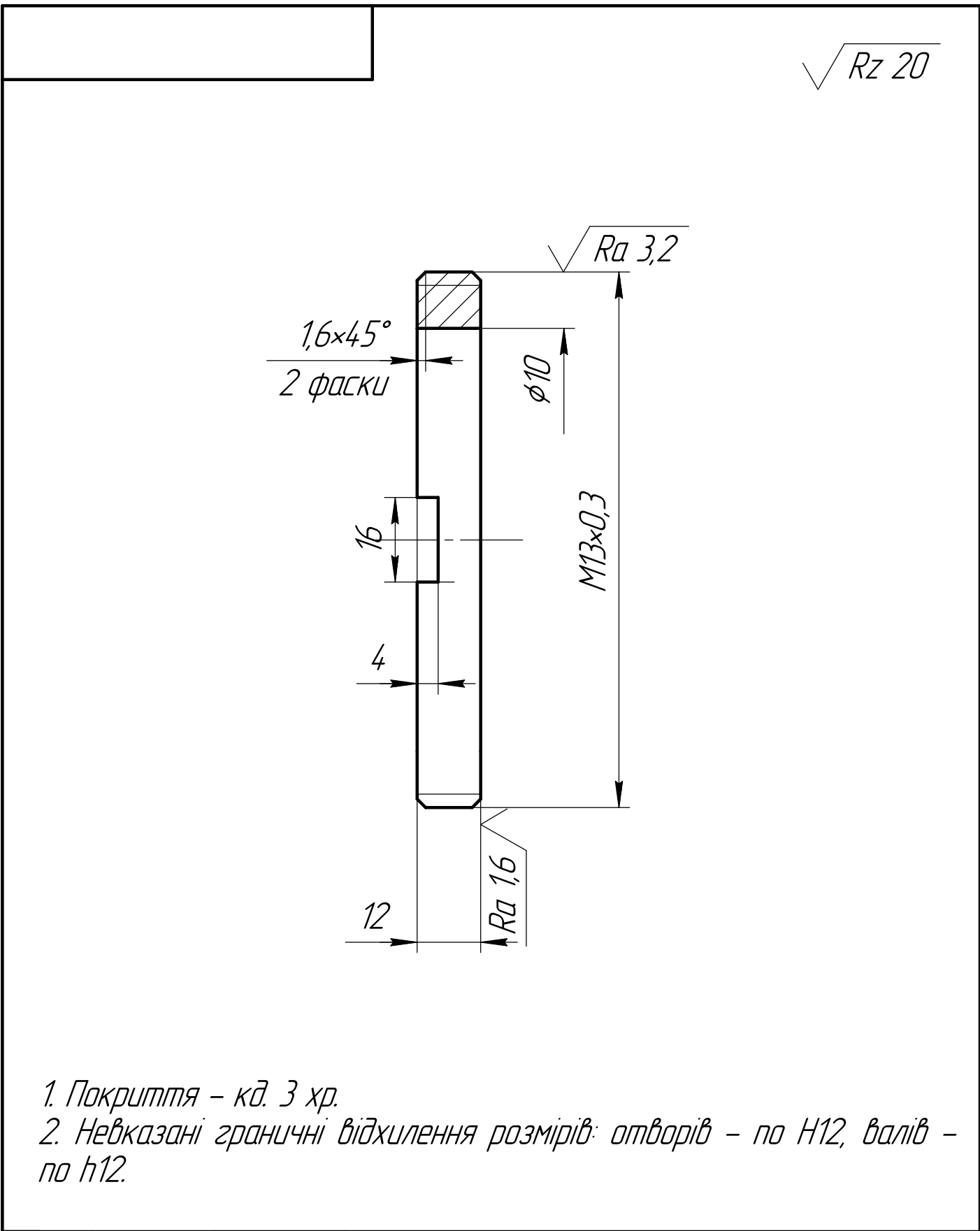
						ДППБ51304.1702.002				
Изм.	Колуч	Лист	№докум.	Подп.	Дата	Функціональна схема	Стадія	Масштаб	Масштаб	
Разраб.			Богачук						1:1	
Проб.			Терещенко							
Т.контр.							Лист	Листов		
Н.контр.							ПБФ ПБ351			
Утв.			Терещенко							

Перв. примен.		Справ. №		Подп. и дата		Взам. инв. №		Инв. № дубл.		Инв. № подл.	



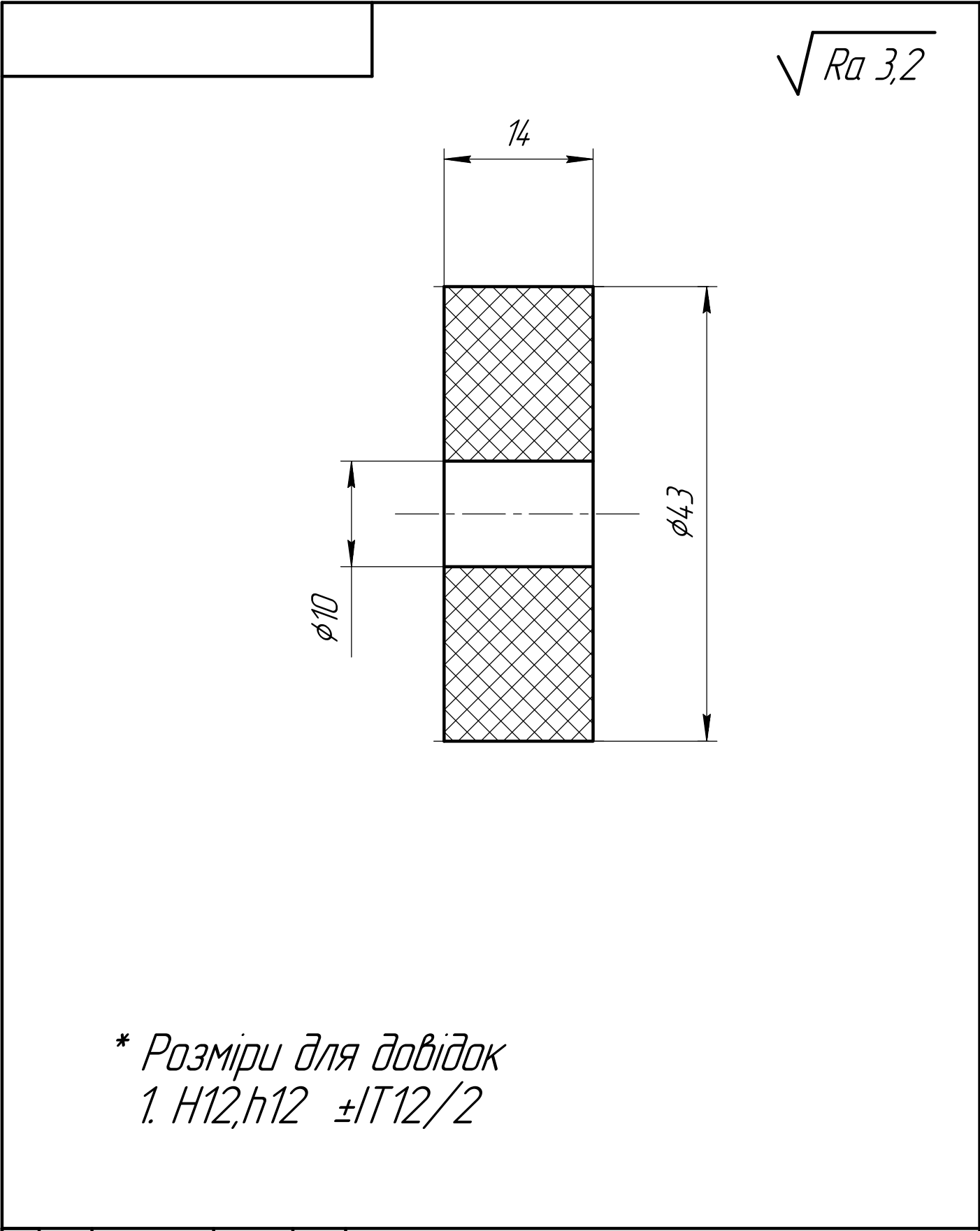
- 1. H12, h12, ±IT12/2
- 2. Гострі кромки притупити
- 3. HRC 32...36
- 4. Покрытя Хім. Окс.

ДППБ51з04.1702.001.13					
Зм	Лист	№ докум	Підпис	Дата	Втулка
Розроб.	Богачук				
Перев.	Терещенко				
Т. контр					
Н.контр					Сталь 45 ГОСТ 1050-88
Затв.	Терещенко				
		Лист	Маса	Масштаб	
		1		2:1	
		Лист 1	Листов 1		



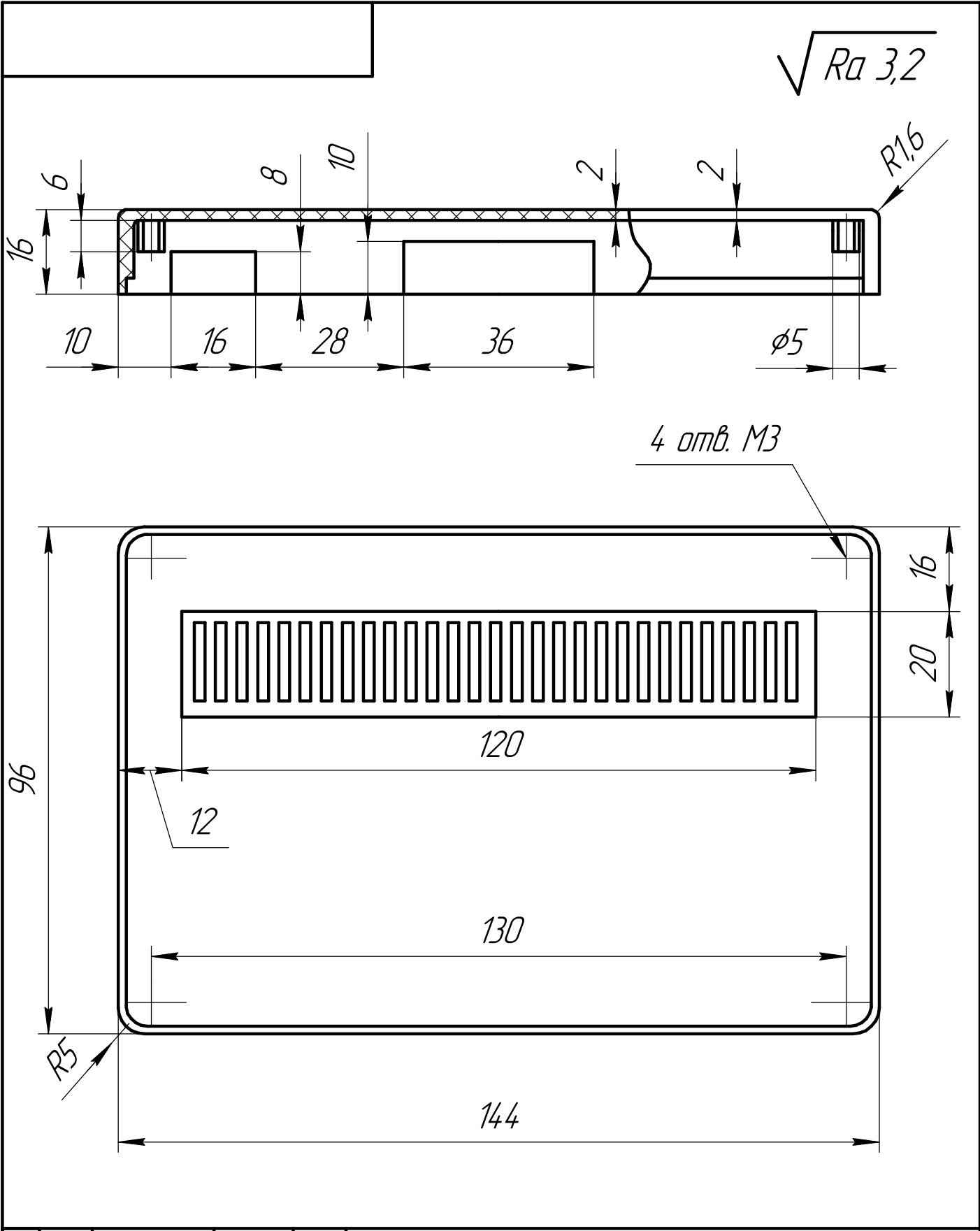
- 1. Покрыття – кд. 3 хр.
- 2. Невказані граничні відхилення розмірів: отворів – по H12, валів – по h12.

ДППБ51з04.1702.001.14					
Зм	Лист	№ докум	Підпис	Дата	Кільце різдове
Розроб.	Богачук				
Перев.	Терещенко				
Т. контр					
Н.контр					Сталь 20 ГОСТ 1050-88
Затв.	Терещенко				
		Лист	Маса	Масштаб	
		1		4:1	
		Лист 1	Листов 1		



- * Розміри для довідок
- 1. H12,h12 ±IT12/2

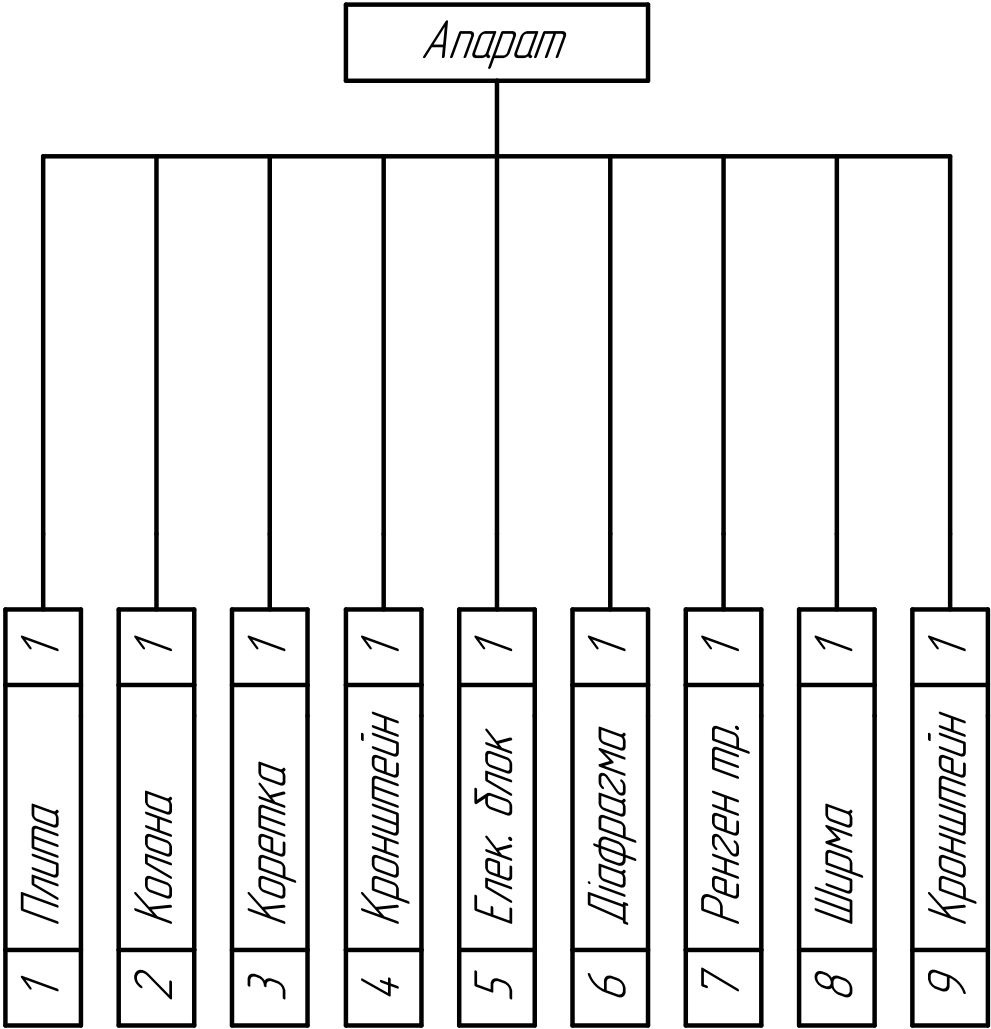
ДППБ51з04.1702.001.15					
Зм	Лист	№ докум	Підпис	Дата	Діафрагма
Розроб.	Богачук				
Перев.	Терещенко				
Т. контр					
Н.контр					Свинець ГОСТ 25288-82
Затв.	Терещенко				
		Лист	Маса	Масштаб	
		1		2:1	
		Лист 1	Листов 1		



ДППБ51з04.1702.001.16					
Зм	Лист	№ докум	Підпис	Дата	Кришка
Розроб.	Богачук				
Перев.	Терещенко				
Т. контр					
Н.контр					Сталь 45 ГОСТ 1050-88
Затв.	Терещенко				
		Лист	Маса	Масштаб	
		1		1:1	
		Лист 1	Листов 1		

Инв. № подл.	Подп. и дата	Взам. инв. №	Инв. № дубл.	Подп. и дата	Справ. №	Перв. примен.

ДППБ51з04.1702.005



					ДППБ51з04.1702.005			
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Структурна схема складання	Лит.	Масса	Масштаб
Разраб.		Богачук						1:1
Пров.		Терещенко						
Т.контр.						Лист	Листов	1
Н.контр.						ПБФ ПБз51		
Утв.		Терещенко						

ДППБ51304.1702.006

